

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der Doktorwürde

der
Naturwissenschaftlich-Mathematischen
Gesamtfakultät

der
Ruprecht-Karls-Universität
Heidelberg

vorgelegt von
Dipl.-Phys. Thorsten Maucher
aus Karlsruhe

Tag der mündlichen Prüfung: 03.11.2004

Untersuchung der durch taktile Muster evozierten Änderungen der Aktivität im Cortex mit einem pneumatischen Display

Thorsten Maucher

Gutachter: Prof. Dr. Karlheinz Meier
Prof. Dr. Rainer Fink

Zusammenfassung

Untersuchung der durch taktile Muster evozierten Änderungen der Aktivität im Cortex mit einem pneumatischen Display

Die Plastizität des erwachsenen Gehirns ist ein in den Neurowissenschaften viel diskutiertes Phänomen. Durch neue bildgebende Verfahren wie die funktionelle Kernspintomographie (fMRT) stehen Werkzeuge zur Verfügung, die es ermöglichen Plastizität nicht invasiv und in vivo nachzuweisen.

In dieser Arbeit werden technische Realisierungen für den Informationstransfer von visuellen zu taktilen Informationen gezeigt. Diese Geräte werden seit Bach-y-Rita als taktile Sehersatzsysteme (TVSS) bezeichnet.

Für die Umsetzung von visuell-taktilen Paradigmen im Verlauf einer fMRT Untersuchung ist ein pneumatisches taktiler Display (PTD) entwickelt worden. Die dargebotenen Reize bestehen aus 64 taktilen Elementen (Taxel), welche in einer Matrix angeordnet sind. Mit dem PTD ist es möglich sowohl räumliche als auch zeitliche Muster anzuzeigen. Die Arbeit beinhaltet die Beschreibung des Aufbaus und der Ansteuerung, eine Charakteristik der erzeugten taktilen Reize sowie die Evaluierung des artefaktfreien Betriebs während einer kernspintomographischen Sitzung.

Als Ergebnis von drei Studien mit dem PTD im fMRT werden die durch Reizung mit dem PTD evozierten Aktivitäten im Cortex gezeigt. Bei zwei Studien ist das gewählte Paradigma der Art, dass ein Ansprechen der primären somatosensorischen Areale zu erwarten ist. Die letzte Studie zeigt die Veränderungen bei der Präsentation von Mustern, die eine Vorzugsrichtung im Raum haben. Als Resultat der drei Studien kann gezeigt werden, inwieweit sich die Wahrnehmung im Cortex mit der Änderung der Komplexität des taktilen Musters verändert. Es deutet sich eine Verschiebung der Aktivität in Richtung der Brodmann Areale 19 mit zunehmender Komplexität der Muster an.

Abstract

A Study on the Evoke Variances in Cortex Activity by Presenting Tactile Pattern with a Pneumatically Driven Display

Plasticity in the adult brain is currently a frequently discussed Phenomenon in neuroscience. New imaging techniques like functional magnetic resonance imaging (fMRI) have the capability to show cortical plasticity when visual-like patterns are provided by a tactile input. The main advantage of the fMRI technique is the non invasive and in vivo operation.

This thesis presents the description of devices which transform visual information to tactile stimuli. Bach-y-Rita named this type of devices a tactile vision substitution system (TVSS). To present visual-tactile paradigms during fMRI experiments, a pneumatically-driven tactile device (PTD) has been built capable of generating tactile stimuli on a 2-dimensional matrix with 64 tactile elements (taxel). The tactile stimuli can be complex spatial and temporal patterns. This thesis includes a detailed description of the design and activation of the PTD, a characterization of the tactile stimulus and its artefact free operation.

The cortical activation evoked by tactile stimulation with the PTD is presented for three studies. In two studies the paradigm is such that the activation is expected to be in the primary somatosensory cortex. In the third study, complex patterns with a temporal component, to be interpreted as a movement, were presented. The observed changes in cortical activation depend on the presented patterns and are extensively discussed. The Observations suggest a movement to the brodmann area 19 with increasing pattern complexity.

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	1
1 Grundlagen	3
1.1 <i>Brain plasticity</i> und <i>Sensory Substitution</i>	3
1.1.1 Definition	3
1.1.2 Möglichkeiten der Ersetzung eines Sensorischen Systems	4
1.1.3 Ziele des <i>SenSub</i> -Projektes	4
1.2 Funktionelle Einheiten im Cortex	6
1.3 Das somatosensorische System	7
1.3.1 Die Rezeptoren des somatosensorischen Systems	8
1.3.2 Reizleitungsbahnen zum Cortex	9
1.3.3 Die somatotopische Organisation des somatosensorischen Cortex	11
1.3.4 Punktreizungen und räumliches Auflösungsvermögen	13
1.3.5 Untersuchungen zur Leistungsfähigkeit des somatosensorischen Systems	14
1.4 Kernspintomographie	16
1.4.1 Grundlegende physikalische Effekte	16
1.4.2 Datenaufnahme beim MRT	20
1.4.3 Kontrastbildung beim MRT	22
1.4.4 Echoplanare Bildgebung	24
1.5 Ortsaufgelöste Bestimmung von erhöhter Gehirnaktivität	24
1.5.1 Abriss über mögliche Untersuchungsmethoden	25
1.5.2 Grundlagen der funktionellen Kernspintomographie	27
1.5.3 Kontrast auf Grundlage des BOLD Effekts	27
1.5.4 Die Hämodynamische-Antwort-Funktion (HRF)	28
1.5.5 Grenzen und Möglichkeiten der fMRT	29
1.6 Verwendetes Programm zur Analyse der MRT-Daten	30
1.7 Vorverarbeitung von MRT Zeitserien	31
1.7.1 Interpolation der Zeitverschiebung zwischen den Scheiben einer Aufnahme	32
1.7.2 Bewegungskorrekturen von Kernspintomographischen-Aufnahmen	32
1.7.3 Normalisierung	34
1.7.4 Glätten	35
1.8 Statistische Analyse von funktionellen Zeitserien	35
1.8.1 Das General Linear Model	35
1.8.2 Auswahl der Areale mit erhöhter neuronaler Aktivität anhand der t-Statistik	37
1.9 Korrektur der Wahrscheinlichkeit p	38

2	Substitution von visuellen Informationen durch taktile/haptische Ausgabegeräte	43
2.1	Taktile Sehersatzsysteme (TVSS)	43
2.1.1	Klassifizierung taktilen Ausgabegeräte	44
2.2	Methoden der taktilen Informationsübermittlung	45
2.2.1	Reliefs auf Schwellpapier	45
2.2.2	Das Optacon	46
2.2.3	Fingertip	47
2.2.4	Haptische Displays mit <i>PHANTOM</i>	48
2.2.5	Das TDU	48
2.2.6	Stuttgarter Stiftplatte	49
2.3	Das virtuelle taktile Display (VTD)	50
2.3.1	Vergleich der drei Konstruktionsprinzipien beim VTD	53
2.3.2	Ergebnisse mit den virtuellen taktilen Displays	53
2.3.3	Zusammenfassung und zukünftige Möglichkeiten des VTDs	56
2.4	Zusammenfassung des Entwicklungsstandes taktiler Sehersatzsysteme (TVSS)	59
3	Das pneumatische taktile Display	61
3.1	Anforderungen an taktile Displays bei der Verwendung im MRT	61
3.2	Existierende Systeme zur taktilen Stimulation im Verlauf einer fMRT	62
3.3	Komponenten des PTDs	63
3.3.1	Spezielle auf das fMRT abgestimmte Implementation des PTD-Systems	63
3.4	Darstellbare Muster	65
3.4.1	Steuerung der Musterabfolge	66
3.5	Die elektro-pneumatische Schnittstelle	66
3.6	Die Trigger und Ein/Ausgabe Verarbeitungseinheit	68
3.6.1	CAN Interface	69
3.6.2	Elektromagnetische Verträglichkeit des CAN-Busses	71
3.7	Der mechanische Aufbau des taktilen Displays	72
3.7.1	Formgebung	73
3.7.2	Aufbau der Module	73
3.7.3	Der Aktuator	74
3.7.4	Mechanische Details des Displays	75
3.8	Die Software für das PTD-System	76
3.8.1	Realisierung der zeitlichen Strukturen eines Musters	76
3.8.2	Beschreibung der Software	77
3.8.3	Zeitkontrolle der Software	80
3.9	Charakteristik der taktilen Reize	81
3.9.1	Theoretische Abschätzung des Luftverbrauchs des PTD-Systems	81
3.9.2	Zeitliches Auflösungsvermögen des PTD-Systems	81
3.9.3	Experimentelle Charakterisierung der taktilen Reize	84
3.9.4	Zusammenfassung der Ergebnisse	86
3.10	Erweiterung des Systems zur visuellen Reizung	88
3.10.1	Ansteuerung	88

4 Untersuchungen mit dem PTD	91
4.1 Wechselwirkung zwischen MRT und PTD-System	92
4.1.1 Methode	92
4.1.2 Ergebnisse	92
4.2 Mapping des somatosensorischen Homunculus mit dem Prototypen des PTDs	93
4.2.1 Methode	93
4.2.2 Analyse der Daten durch anatomische Lokalisation	95
4.2.3 Konventionelle Datenanalyse eines Clusters	96
4.3 Primäre Reizverarbeitung bei taktiler Reizung am Abdomen	96
4.3.1 Methode	98
4.3.2 Vorverarbeitung der Daten	100
4.3.3 Statistische Auswertung	101
4.3.4 Anatomische Betrachtung der Aktivierung bei einem Probanden	101
4.3.5 Gruppenanalyse des Experimentes <i>EventTactil</i>	102
4.3.6 Gruppenanalyse des Experimentes <i>EventFreq</i>	105
4.3.7 Stärke der Aktivierung in Abhängigkeit der Vibrationsfrequenz	108
4.3.8 Variationen in der Aktivierung in Abhängigkeit der Aufgabe	109
4.4 Interpretation von Mustern	111
4.4.1 Methode	111
4.4.2 Vorverarbeitung	113
4.4.3 Lokalisation der gefundenen Aktivität	113
4.4.4 Klassifizierung der Aktivität im Lobus occipitalis	116
4.4.5 Klassifizierung der Aktivität im somatosensorischen Cortex	117
4.4.6 Vergleich der unterschiedlichen Aufgaben	118
4.5 Diskussion der Ergebnisse der Mustererkennung	123
5 Zusammenfassung	125
5.1 Zusammenfassung der apparativen Möglichkeiten zur taktilen Reizung	125
5.2 Zusammenfassung der Untersuchungen mit dem PTD	126
6 Ausblick	129
Anhang	131
A Grundlagen	131
A.1 Richtungs Termini	131
A.2 Funktionelle Areale im Cortex	133
A.3 Aufgaben der einzelnen Kerne des Thalamus	135
A.4 SPM Koordinatensystem	136
B Definitionen	137
C Tactile Ausgabegeräte	140
C.1 TDU	140

D Technische Informationen zum PTD	142
D.1 EPI	142
D.2 TIOTU	144
D.3 Beschreibung des Paradigm Files (eng.)	145
E Stapelverarbeitungsskripte	147
F Erweiterte Darstellungen der Ergebnisse	150
F.1 Primären Reizverarbeitung	150
F.2 Mustererkennung	151
Literaturverzeichnis	161

Einleitung

Die rasante Entwicklung der Informationstechnologie inspirierte seit den ersten Arbeiten von Bachy-Rita 1969 [Bac69] verschiedene Forschergruppen, diese Fortschritte zu nutzen, um Hilfsmittel für blinde Menschen zu entwickeln. In erster Linie handelt es sich hierbei um Geräte, die visuelle Informationen aus der Umgebung aufnehmen und so transformieren, dass es blinden Menschen möglich ist diese Informationen weiter zu verarbeiten.

Nach dem Wegfallen des visuellen Sinneskanales ist es Ziel der Forschung, diese fehlenden Informationen durch eine geeignete Transformation über den auditiven oder taktilen Sinneskanal zu übermitteln. Geräte, die visuelle Informationen in taktile Reize transformieren, werden im Allgemeinen als taktile Sehersatzsysteme bezeichnet (TVSS¹).

Am Anfang der vorliegenden Arbeit stand die Frage, ob es möglich ist, visuelle Informationen über den taktilen Kanal zu übermitteln. Es zeigt sich, dass neben der Problematik der technischen Umsetzung noch keine gesicherten Erkenntnisse über die Fähigkeit des somatosensorischen Systems bezüglich der taktilen Mustererkennung vorliegen.

Für eine Weiterentwicklung eines TVSS fehlen wichtige Eckdaten für neue Konzepte. Die Erprobung eines neuen Designs könnte nur heuristische Erkenntnisse hervorbringen. In Anbetracht der sehr langen Zeit, die eine neue Technik erfordert bis sie akzeptiert wird, ist es unumgänglich die fundamentalen Grundlagen für eine zukünftige Entwicklung zu legen. Sehr praxisbezogene Fragen sind der optimale Abstand der Tastpunkte (Taxel²) bzw. die Fläche, die mit Taxel abgedeckt werden soll. Auch bietet die Haut mit ihrer Fläche von 1,5-2 m² eine Vielzahl von Möglichkeiten, taktile Reize eines TVSS zu präsentieren. Es ist nicht sicher, dass taktile Reize an Stellen, die nicht wie die Fingerkuppen dafür prädestiniert sind taktile Information aufzunehmen, dafür geeignet sind.

Die Bestimmung der Bandbreite bei der Übermittlung taktiler Reize ist gleichermaßen von Interesse wie die Bestimmung der Möglichkeiten der taktilen Mustererkennung. Die letzten beiden Fragestellungen sind nicht nur für die Forschung an TVSS beachtenswert, sondern beschäftigten auch andere Bereiche der Neurowissenschaften. Die hervorragende Mustererkennung und die hohe Bandbreite sind herausragende Eigenschaften des visuellen Systems. Erkenntnisse über diese Eigenschaften im taktilen System können zu einem besseren Verständnis der kortikalen Verarbeitung führen.

Durch physiologische Untersuchungen sind die Nervenbahnen bis zum Thalamus und die dortigen Verschaltungen weitestgehend bekannt und es zeigt sich, dass durch den Aufbau des Zentralnervensystems Wechselwirkungen zwischen den Sinnesorganen erst im Cortex oder Thalamus möglich sind.

Lange Zeit ist der Cortex nach der frühkindlichen Entwicklung als „festverdrahtet“ angesehen worden. In der aktuelleren Forschung in den Neurowissenschaften setzt sich die Ansicht durch, dass auch im erwachsenen Gehirn Veränderungen stattfinden. Modalitätsübergreifende Wahrnehmung sowie das Verlagern der Verarbeitung von Aufgaben im Cortex werden unter dem Begriff Plastizität zusammengefasst.

Funktionelle Kernspintomographie (fMRT) erlaubt es heute, in vivo und nicht invasiv aktive Areale im Cortex nachzuweisen. Durch geeignete Wahl der Paradigmen kann gezielt untersucht werden, welche Areale im Cortex bei einer bestimmten Aufgabenstellung angesprochen werden. Die Resul-

¹engl.: tactile vision substitution system

²engl.: tactile element

tate der Studien mit fMRT ermöglichen - im Gegensatz zu den psychophysiologischen Untersuchungen - studienübergreifend einen objektiven Vergleich der ermittelten Erkenntnisse.

Die fMRT Untersuchungsmethoden in Kombination mit klassischen Experimenten im Rahmen der kognitiven Psychophysiologie avancieren dazu, die fundamentalen Fragestellungen bei der Entwicklung von TVSS zu beantworten. Des Weiteren tragen Ergebnisse dieser Forschung zu einem tieferen Verständnis der neuronalen Verarbeitung auf kortikaler Ebene bei.

Für diese Untersuchungen ist es notwendig, taktile Reize im Verlauf einer fMRT zu setzen. Die taktilen Reize sollten so gestaltet sein, dass der somatosensorische Cortex nicht nur primär gereizt wird, sondern dass eine Verarbeitung in höheren Zentren des Cortex evoziert wird.

Mit Geräten, die bis dato zur Verfügung stehen, wurden nur einfache Reize gesetzt. Automatisches Generieren von taktilen Mustern in einer Umgebung mit sehr starken Magnetfeldern erfordert spezielle technische Lösungen, so dass die Anzeige des Musters und die Datenaufnahme des MRT sich nicht gegenseitig beeinflussen. Innerhalb des MRT befindet sich ein statisches Magnetfeld mit einer Feldstärke von 1.5 bis 3 T, dem ein starkes elektromagnetisches Wechselfeld überlagert ist. Zur Sicherheit der Probanden dürfen weder ferromagnetische Materialien noch geschlossene Leiterschleifen innerhalb des Zentrums des MRT verwendet werden.

Im Laufe dieser Arbeit wurde ein pneumatisches taktiler Display (PTD) entwickelt, das diesen Anforderungen genügt. Es ist so konzipiert, dass es sowohl bei fMRT Untersuchungen als auch bei psychophysiologischen Studien im Labor Verwendung findet. Das PTD besteht aus 64 Taxel, die in einem quadratischen 8×8 Gitter angeordnet sind und einzeln angesteuert werden können. Die Ansteuerung der Taxel erfolgt pneumatisch, somit fließen keine elektrischen Ströme in der Nähe der Kopfspule, welche stimuluskorrelierte Artefakte erzeugen könnten.

Für die Ansteuerung des PTD ist eine eigens auf diese Art von Untersuchungen abgestimmte Software entwickelt worden. Sie ermöglicht das Bestimmen von Paradigmen, die dann vom MRT ausgelöst vollautomatisch ablaufen. Durch das Anschließen einer Kamera oder das Einladen von Grafiken ist es möglich, direkt Reize zu setzen, die primär visuellen Charakter haben.

Das Projekt „Brain Plasticity and Sensory Substitution in Human Blindness (SenSub)“, das im Rahmen des „Quality of Life and Management of Living Resources“ Program von der Europäischen Union gefördert wird, beinhaltet die Untersuchung von *brain plasticity* bei *sensory substitution* [Sen98]. Innerhalb dieses Projekts werden zwei Systeme eingesetzt, für die Transformation von visuell zu auditiv das PSVA [Cap98, Arn99] und für visuell zu taktil das PTD. Speziell mit dem PTD wird eine dreistufige Studie mit Blinden und Sehenden durchgeführt.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sind drei Untersuchungen durchgeführt worden, wobei die erste den Test des Gesamtsystems und erste Untersuchungen mit taktilen Mustern beinhaltet. In der zweiten Untersuchung ist es die Aufgabe der Probanden zu unterscheiden mit welcher Frequenz ein und dasselbe Muster erscheint. Die letzte Untersuchung enthält einen Vergleich der taktilen Mustererkennung bei sehenden Probanden. Dazu wird die Veränderung der Aktivitäten im Cortex untersucht, wenn Muster präsentiert werden, die sich nur in der Richtung und der Darstellung einer Bewegung unterscheiden.

Besonders die Untersuchung zur Interpretation von Mustern zeigt, dass je nach Muster Aktivität im visuellen Cortex mit den PTD evoziert werden kann. Es wird gezeigt, wie die Aktivität im somatosensorischen Cortex mit der Komplexität der Muster zunimmt.

Kapitel 1

Grundlagen

In diesem Kapitel werden Begriffe Brain plasticity und Sensory Substitution, die als Schlüsselwörter im SenSub -Projekt stehen näher erläutert.

Anschließend wird die Basis für die folgenden Kapitel geschaffen. Neben der begrifflichen Bestimmung des Tastsinnes werden die physiologischen und neurologischen Grundlagen des somatosensorischen und somatomotorischen Systems dargestellt.

Es werden moderne Untersuchungsmethoden verglichen, wobei der Schwerpunkt bei der verwendeten funktionellen Kernspintomographie (fMRT) liegt.

Im letzten Abschnitt wird ausführlich auf die Messtechnik und die statistischen Grundlagen der funktionellen Kernspintomographie eingegangen.

1.1 Brain plasticity und Sensory Substitution

1.1.1 Definition

Mit den Begriff Gehirn-Plastizität (*brain plasticity*) werden unterschiedliche Phänomene innerhalb des menschlichen Gehirns verstanden. Allgemeinen bezeichnet Plastizität die Fähigkeit des Zentralnervensystem (ZNS) sich an veränderte Umweltbedingungen anzupassen. In den Neurowissenschaften wird der Plastizitätsbegriff zudem auf zwei Ebenen verwendet, die sich teilweise überlappen.

Die ursprüngliche Bedeutung lag in der Bezeichnung von morphologischen Veränderungen, die bei Lern- und Gedächtnisprozessen nachgewiesen wurden und in den frühen Entwicklungsphasen besonders ausgeprägt auftreten. Hierzu gehören die Ausbildungen neuer synaptischer Verbindungen, beziehungsweise, das in Sterr et al. und Leon beschriebene stärkere Ausbilden von rezeptiven¹ Feldern im somatosensorischen Cortex, die z.B. durch intensive Nutzung der Tastfinger beim Brailleschrift lesen entstehen [Ste98, PL93].

Die andere Ebene, die mit den in dieser Arbeit beschriebenen Methoden näher erarbeitet werden kann, bezeichnet die Eigenschaften nicht genutzter kortikaler Areale neue Aufgaben zu übernehmen. So hat Büchel et al. gezeigt [Bue98], dass sowohl bei Geburtsblinden als auch bei Probanden, die

¹Eine Erläuterung der med. Fachausdrücke findet sich im Anhang B.

nach der Adoleszenz erblindet sind, beim Lesen von Brailleschrift Aktivität im primären visuellen Cortex nachweisbar ist. Die beiden Gruppen unterschieden sich in dieser Untersuchung signifikant. In den Arbeiten von Sadato et al. zeigten sich anhand von PET-Untersuchungen beim Lesen von Brailleschrift braillelesen von Blinden und Sehenden starke Anzeichen dafür, dass bei Blinden Bereiche von SII zu Bereichen im optischen Cortex verschaltet und geleitet werden, die eigentlich für die optische Formerkennung reserviert sind² ([Sad96, Sad98]).

Bestätigt werden diese Ergebnisse durch Untersuchungen von Chohen et al. bei denen mit Hilfe der TMS-Technik untersucht wurde, inwieweit es durch gezieltes Hemmen von Teilen des visuellen Cortex Blinden noch möglich ist Brailleschrift zu lesen [Coh97].

Zum ersten Mal wurde der Begriff *brain plasticity* in der Arbeit von Bach-y-Rita [Bac69] in der Weise genutzt, wie es auch in den Zielen des *SenSub*-Projektes definiert ist. Unter *brain plasticity* im Kontext von Ersetzen von primären Sinnen (*sensory substitution*) wird verstanden, dass bei einem geschädigten sensorischen System z.B. dem visuellen System beim Verlust der Sehkraft durch einen Unfall, eine Neuorganisation und Verschaltung stattfindet, so dass die durch die Schädigung ungenutzten Cortexareale weiter verwendet werden.

Es ist demnach möglich beim Ausfall eines der primären Sinne wie Sehen oder Hören, die fehlenden Informationen über ein anderes intaktes sensorisches System zu übermitteln. Für dieses Ersetzen eines sensorischen Systems durch ein anderes steht der Begriff *sensory substitution*.

1.1.2 Möglichkeiten der Ersetzung eines Sensorischen Systems

In der Reihenfolge der Bedeutung sind die höheren primären Sinne des Menschen das Sehen, Hören, Fühlen bzw. Tasten. Die niederen Sinne bilden der Geschmacks- und Geruchssinn. Aus dieser Aufteilung ergibt sich automatisch, dass bei der *sensory substitution* des Visuellen nur der Auditive- oder der Taktilesinneskanal verwendet werden können. Entsprechend wird als visuell zu auditive bezeichnet, wenn die fehlenden Informationen über das Gehör vermitteln werden bzw. als visuell zu taktile, wenn der Tastsinn den Sehsinn ersetzen soll.

Bei dem Nachweis von *brain plasticity* bei visueller zu taktiler Ersetzung geht es im Unterschied zu der Plastizität in den Arbeiten von Sadato, Chohen und Büchel nicht nur darum zu zeigen, dass nicht mehr benötigte Cortexareale, z.B. Teile des visuellen Cortex, bei der Verarbeitung von erlernten somatosensorischen Fähigkeiten wie dem Brailleschriftlesen betätigt sind [Bue98, Sad98, Sad96, Coh97, PL93]. Vielmehr wird erwartet, dass mit taktilen Reizen, die starke Ähnlichkeit mit visuellen Reizen haben, vermehrte Aktivität im visuellen Cortex erreicht wird. Diese taktilen Reize werden als bildähnliche³ taktile Muster bezeichnet. Bei vorhandener *brain plasticity* müsste bei bildähnlichen Mustern diese Aktivität abhängig vom Training des Probanden und von seinen jeweiligen taktilen Erfahrungen sein. Es werden somit signifikante Unterschiede zwischen Sehenden und Blinden zu erwarten sein.

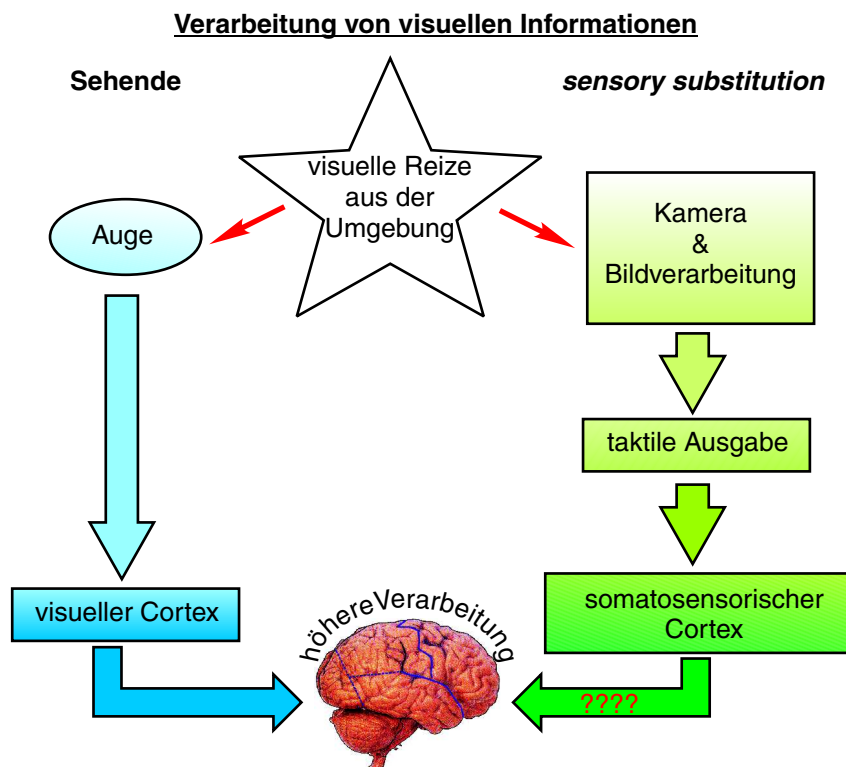
1.1.3 Ziele des *SenSub*-Projektes

Diese Arbeit ist Bestandteil des EU-Projektes „Brain Plasticity and Sensory Substitution in Human Blindness (*SenSub*)“, welches im Rahmen des „Quality of Life and Management of Living Resources Programme (1998-2002)“ von der Europäischen Union gefördert wird.

Der Schwerpunkt des Projektes liegt in Untersuchungen von *brain plasticity* bei *sensory substitution*. Die Untersuchungsergebnisse sollen dem tieferen Verständnis der Art und Weise der Wahrnehmung

²engl.: „secondary somatosensory area are rerouted in blind subjects to the occipital cortical regions originally reserved for the visual shape discrimination (original aus [Sad98])“

³engl.: visual like



bei *sensory substitution* dienen. Zu diesen Zweck werden in diesem Projekt Studien mit der Substitution von visuell zu auditiv und von visuell zu taktil vorgenommen. Für die Umsetzung visueller Reize in auditive Reize findet die Prothese zur Substitution vom Visuellen in das Auditive (PSVA⁴) Verwendung [Cap98, Arn99]. Zu Erforschung taktiler Substitution ist während des Laufzeit des Projektes das pneumatische taktile Display (PTD) entstanden (vgl. Kapitel 3). Die Studien werden parallel mit Sehenden mit einer Augenbinde, Späterblindeten und Geburtsblinden durchgeführt. Dies erlaubt den Vergleich unabhängig vom Lernzustand der involvierten Areale innerhalb des Cortex.

Bei den Untersuchungen werden bildähnlichen Reize mit einer Videokamera aufgenommen oder am Rechner simuliert. Die Reize werden innerhalb des PTD-Systems oder im PSVA in die andere sensorische Modalität transformiert und dargeboten. Experimente zur Wahrnehmung von Größenverhältnissen, Wahrnehmung von Abständen zwischen zwei Gegenständen, Formerkennung und Unterscheidung von Effekten durch parallaxe Verschiebungen sind Beispiele bei denen ein typischer visueller Reiz verwendet wird.

Das Projekt gliedert sich in die drei Bereiche experimentelle Psychologie, Neurowissenschaften mit bildgebenden Verfahren⁵ und die technischen biomedizinischen Entwicklungen. Im letztgenannten Bereich fand die in dieser Arbeit beschriebene Entwicklung eines Gerätes zur taktilen Umsetzung von visuellen Reizen statt. Die Untersuchungen über die Art und Weise der Wahrnehmung und deren Veränderungen durch intensives Training bei *sensoy substitution* sind Bestandteil der Forschung innerhalb der beiden anderen Bereiche.

Innerhalb des Projektes werden experimentelle Abläufe entwickelt, die in beiden Bereichen verwen-

⁴engl.: Prosthesis for Substitution of Vision by Auditory

⁵engl.: neuroimaging

det werden können. Es ist somit zu hoffen, dass sich sowohl die Erkenntnisse, die innerhalb von Laborexperimenten im Bereich der experimentellen Psychologie gefunden werden durch die bildgebenden Verfahren bestätigen als auch die Ergebnisse von den bildgebenden Verfahren sich durch die experimentelle Psychologie verifizieren lassen.

Im Bereich der Neurowissenschaften werden innerhalb des Projektes PET-Untersuchungen auf der Basis von ^{15}O und fMRT Studien gemacht. Auch hier wird durch Quervergleiche eine Steigerung der Signifikanz der gefundenen Ergebnisse erhofft.

1.2 Funktionelle Einheiten im Cortex

Um die Weiterverarbeitung von somatosensorischen Reizen im Cortex zu verstehen, ist es notwendig die verschiedenen Bereiche im menschlichen Cortex genauer zu beschreiben. Schon sehr früh wurde erkannt, dass sich menschliche Gehirne in Größe und Form unterscheiden, aber sich Areale anhand der Hirnwindungen (Gyri) und Furchen (Sulci) eindeutig beschreiben lassen. Die größte Einteilung ist die in Abbildung 1.2 dargestellte Unterteilung in die vier durch besonderes große Sulci abgegrenzte Hirnlappen (Lobi cerebri).

Seit den Entdeckungen von Pierre Broca (motorisches Sprachzentrum), G.T. Fritsch und E. Hitzig (primärer motorische Cortex) sowie den Beschreibungen des sensorischen Sprachzentrums von C. Wernicke ist die holistische Auffassung, dass der Cortex als eine funktionelle Einheit zu sehen ist, lokalisatorischen Auffassung gewichen. Somit gilt als allgemein anerkannt, dass unterschiedliche Areale auch unterschiedliche Aufgaben erfüllen. Die erste Zuordnung der anatomischen Struktur des Cortex zu funktionellen Einheiten finden sich in [Kle34] und ist in Abbildung A.2 dargestellt.

Diese Ergebnisse wurden durch direkte elektrische Reizung des Cortex bei Operationen am offenen Schädel bei nicht narkotisierten Patienten bzw. durch Untersuchungen von Ausfallerscheinungen bei lokalisierten Verletzungen des Cortex durch mechanische Einwirkungen oder Infarkte gewonnen.

Gestützt von heutigen Messverfahren (vgl. Kapitel 1.5.1) ist die Erkenntnis, dass die meisten Aufgaben bilateral⁶ verteilt sind, wie auch die Anatomie des Zentralnervensystems (ZNS) bilateralsymmetrisch ist.

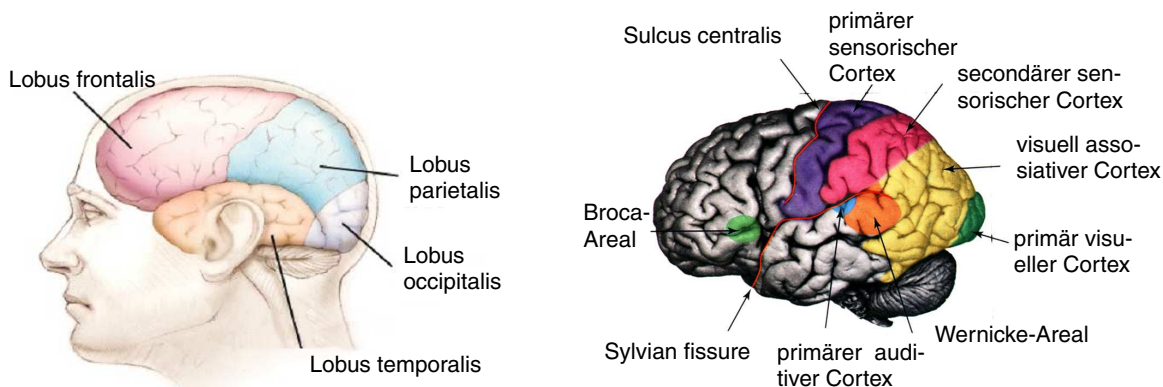


Abbildung 1.2: Lage der Lobi im Cortex.

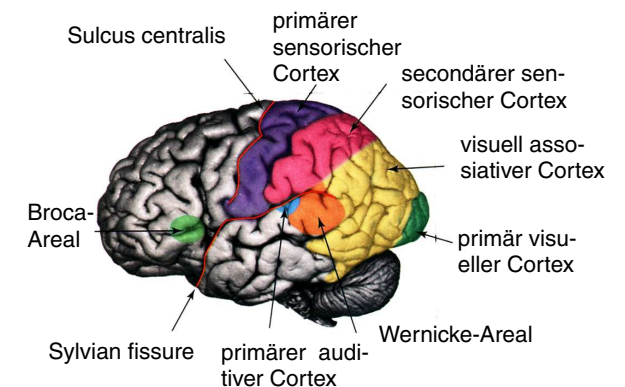


Abbildung 1.3: Lage des primären und assoziativen Areale im menschlichen cerebralen Cortex (aus [Knu99]).

Der Bereich des Frontallappens (Lobus frontalis) ist ausgezeichnet hauptsächlich kognitive und emotionale Aufgaben zu erfüllen. Die Grenze zwischen Lobus frontalis und Lobus parietalis bildet der Sulcus praecentralis.

⁶Auf beiden Gehirnhälften vorhanden.

Der Gyrus rostral⁷ verarbeitet die propriozeptiven Signale des somatosensorischen Systems. Caudal im Bereich des Lobus parietalis befinden sich der somatosensorische Gyrus, der taktile Informationen verarbeitet. Eine detaillierte Betrachtung der beiden somatomotorischen Gebiete wird in Kapitel 1.3.3 beschrieben. Im Lobus parietalis liegt weiter caudal dorsal das Zentrum für die Selbsteinschätzung und weiter ventral das Gebiet für die Weiterverarbeitung höherer visueller Eindrücke. Im Okzipitallappen (Lobus occipitalis) befindet sich das visuelle Zentrum. Der Temporallappen (Lobus temporalis) beinhaltet sehr unterschiedliche Zentren, wie auf der dorsalen Seite den auditiven Cortex. Sehr stark lateral im Lobus temporalis findet sich ein Bereich der unter anderem auch der höheren Verarbeitung visueller Reize zugeordnet wird. Der dazwischen liegende Bereich wird der Sprache zugeordnet.

Nicht alle Funktionen des Cortex sind bilateral ausgeprägt. Manche höheren Funktionen wie Sprachverständnis und Sprachmotorik sind einseitig auf der dominanten bzw. rezessiven Hemisphäre angelegt. Die Bereiche, auf die in dieser Arbeit eingegangen wird, befinden sich hauptsächlich im somatosensorischen Cortex und sind bilateral angelegt.

Brodmann teilte 1909 das menschliche Gehirn in 52 diskrete Bereiche ein, die anhand der anatomischen Struktur und durch die Unterschiede auf mikroskopischer Ebene innerhalb des Cortex unterschieden werden ([Bro09] nach [Kan91]). Diese Einteilung in Brodmann Areale (BA) findet heute noch Verwendung bei der Beschreibung von aktiven Arealen im menschlichen Cortex, da eine große Übereinstimmung zwischen den funktionellen Einheiten und den zytoarchitektonischen Arealen gegeben ist. Die Abbildung 1.4 zeigt die laterale Ansicht auf ein Gehirn bei dem die wichtigsten BAS eingezeichnet sind.

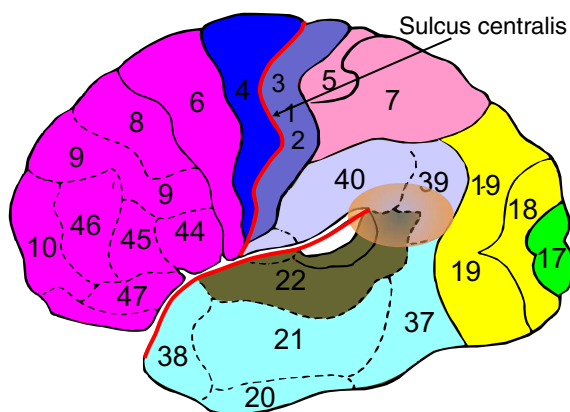


Abbildung 1.4: Nummerierung der Bereiche im Kortex nach Brodmann (frei nach [Bro09] in [Kan91]).

1.3 Das somatosensorische System

„Wenn das Tasten nicht eine einzige Wahrnehmung ist, sind auch seine Gegenstände eine Vielzahl“ (aus Aristoteles Werk *Über die Seele* zitiert nach [Ari86]). Leider sind nicht nur die Gegenstände eine Vielzahl, sondern auch die Begrifflichkeiten, wobei noch zwischen den Deutschen und denen aus dem Angelsächsischen unterschieden werden muss. Im Deutschen wird der Tastsinn und die Tastwahrnehmung als ein Überbegriff für die Wahrnehmung einer Vielzahl von unterschiedlichen Reizen verstanden. Im Angelsächsischen wird hierfür der Begriff von *sense of touch* verwendet. Zum Tastsinn zählen unterschiedliche Reize wie die Umsetzung von Druck, Temperatur und Vibration als auch die Stellung der Gliedmaßen im Raum (Propriozeption). Durch die Einführung des Systembegriffes

⁷Die Beschreibungen der Richtungstermini befinden sich im A.1.

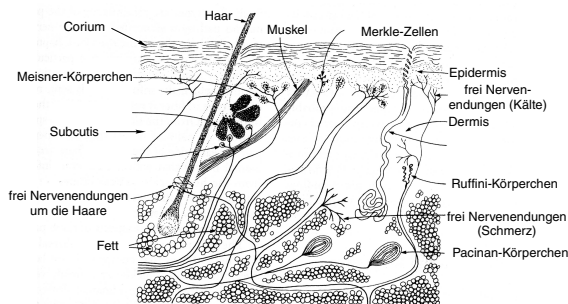


Abbildung 1.6: Aufbau und Lage der vier unterschiedlichen Rezeptoren des somatosensorischen Systems in der Epidermis.

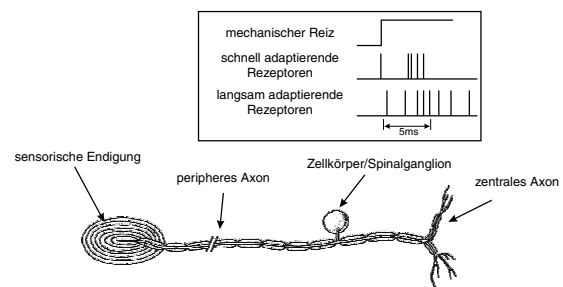


Abbildung 1.7: Schematische Zeichnung einer Rezeptorzelle mit der Reaktion auf einen mechanischen Reiz.

Die Eigenschaft auf einen Reiz zu reagieren ist bei allen Rezeptoren gleich, die beiden Gruppen unterscheiden sich nur in ihrem zeitlichen Verhalten. Bei Überschreitung einer Reizschwelle kommt es zur Depolarisation der Rezeptorzelle. Gefolgt von der Depolarisation beginnt die Zelle sogenannte Aktionspotentiale, welche die kleinsten Einheiten der Signalweiterleitung im ZNS darstellen, zu feuern (vgl. Abbildung 1.7). Die Stärke des Reizes wird mit der Frequenz der Aktionspotentialänderungen kodiert, während die Form der Aktionspotentiale konstant bleibt.

Die Rezeptoren lassen sich anhand der Art und Weise wie sie auf konstante Reize antworten in zwei Gruppen einteilen. Zu der Gruppe der schnell adaptierenden Rezeptoren (FA⁹), teilweise in der Literatur auch rasch adaptierende (RA¹⁰) Rezeptoren genannt, zählen die Meißner- und Pacinia-Körperchen. Sie reagieren sehr schnell auf das Anlegen, teilweise auch auf das Beenden, eines Reizes mit Aussenden von Aktionspotentialen.

Im Vergleich zu der Gruppe der langsam adaptierenden Rezeptoren (SA¹¹) ebbt sie jedoch nach wenigen Millisekunden ab (vgl. Abbildung 1.7). Die Merkel-Zellen und die Ruffini-Körperchen zählen zu diesen SA Rezeptoren. Aus deren Eigenschaften resultiert die Fähigkeit der Mechanorezeptoren, die zeitliche Charakteristik der mechanischen Reize aufzulösen.

Jeder der genannten Rezeptoren besitzt neben diesem zeitlichen Verhalten noch ein räumliches Auflösungsvermögen. Das Auflösungsvermögen ist durch die Dichte der Rezeptoren und die Größe des rezeptiven Feldes beschränkt. Das rezeptive Feld eines Mechanorezeptors bezeichnet die Fläche auf der Haut, bei der bei einem Reiz der entsprechende Rezeptor Aktionspotentiale aussendet.

Bei einem kleinen rezeptiven Feld (Kategorie I) nimmt die Empfindlichkeit des Rezeptors im Verhältnis zu Rezeptoren mit großen rezeptiven Feldern (Kategorie II) sehr schnell von Zentrum hin ab. Dieser Effekt bedingt die Eigenschaft der Rezeptoren der Kategorie I sehr empfindlich auf scharfe Konturen (Kanten) zu reagieren.

1.3.2 Reizleitungsbahnen zum Cortex

Die somatosensorische Wahrnehmung ist in jeder Modalität ein mehrstufiger Prozess (vgl. Abbildung 1.8). In den speziellen Mechanorezeptoren wird die Reizenergie aufgenommen und in Form von entsprechend kodierten Signalen über verschiedene Axone an das ZNS weitergeleitet (vgl. Abbildung 1.9). Es werden zwei Arten von Nervenbahnen unterschieden, die aufsteigenden (afferenten)

⁹engl.: fast adapting.

¹⁰engl.: rapidly adapting

¹¹engl.: slow adapting

Tabelle 1.1: Zusammenfassung der Eigenschaften der Mechanorezeptoren und ihre Spezialisierung auf Spannung (S), Druck (D), Berührung (B), Vibration (V).

Rezeptoren	Eigenschaft	Bez.	S	D	B	V
Meißener-Körperchen	schnell adaptieren, kleines rezeptives Feld mit scharfen Grenzen sensitive auf Druckanstieg	FA I			—	
Pacinian-Körperchen	schnell adaptieren, großes rezeptives Feld mit unscharfen Grenzen sensitiv auf Beschleunigung oder höhere Ableitungen (Vibration), reagiert sowohl auf die Zunahme als auch auf die Verringerung der Reizintensität	FA II			—	
Merkel-Zellen	langsam adaptieren, kleines rezeptives Feld mit scharfen Grenzen sensitive auf ansteigende Reizintensität und permanenten Reizen, besonders hohe dynamische Sensibilität bezüglich des Anstiegs des Reizes	SA I			—	
Ruffini-Körperchen	langsam adaptieren, große rezeptive Felder mit unscharfen Grenzen sensitiv auf ansteigende Reizintensität und permanenten Reizen, besonders genaue Aufrechterhaltung der Entladungsfrequenz über die gesamte Reizdauer. Zeigen oft spontane Entladung	SA II			—	

Bahnen, die die Informationen von den Rezeptoren hin zum Thalamus bzw. Cortex befördern und die absteigenden (efferenten) Bahnen, die vom Cortex weglauenden. Die afferenten Fasern bilden den Hirnstrang (Funiculus dorsalis), in dem die Signale innerhalb des Rückenmarks zum Hirnstamm (Medulla) geführt werden. In der Medulla kreuzen sich die Bahnen, so dass die Reize der rechten Körperseite auf die linke Seite des Thalamus und umgekehrt geführt werden. Aus dem Thalamus gehen die Signale dann zu einer ganzen Kaskade von drei bis sechs hierarchisch organisierten Cortexareale.

Die efferenten Nervenbahnen ermöglichen beim Menschen die Einflussnahme bei der somatosensorischen Wahrnehmung durch bewusste Willensentscheidungen.

Die Untersuchungsergebnisse der Bahnen des somatosensorischen Systems zum Cortex sind größtenteils durch Untersuchungen an höheren Primaten ermittelt. Bei den Studien sind an bestimmten Bereichen des Cortex Elektroden angekoppelt, um einerseits die Reaktion von elektrischen Signalen vom Cortex weg und andererseits Reaktionen zum Cortex hin zu messen [Kan91].

Die Vorverarbeitung im Thalamus

Der Thalamus ist ein Teil des Zwischenhirns und ist ähnlich dem Cortex auch aus funktionalen Gruppen aufgebaut. Seine Hauptfunktion im somatosensorischen System lässt sich als Relaisstation beschreiben. Die Neuronen, welche die somatomotorische Information tragen, werden im Thalamus auf die verschiedenen hierarchisch strukturierten Regionen des Cortex verschaltet. Die Arbeitsweise des Thalamus ist den typischen bildgebenden Verfahren (vgl. Kapitel 1.5.1) nicht zugänglich und dessen Aufbau und Struktur muss somit aus elektrophysiologischen Untersuchungen bestimmt werden.

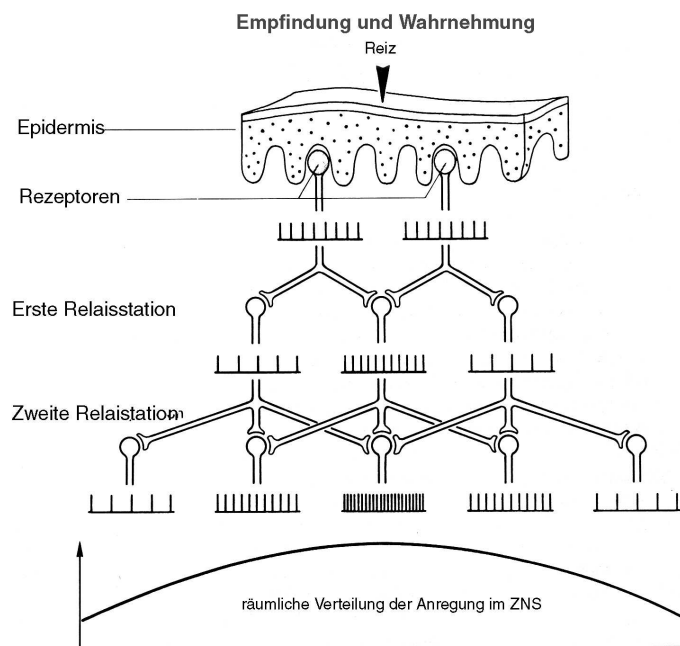


Abbildung 1.8: Verschaltung der Neuronen von den Rezeptoren in der Epidermis zu den Nervenzellen im Cortex (aus [Rol93]).

Die Aufgaben der einzelnen Kerne des Thalamus können im Anhang aus Tabelle A.1 abgelesen werden, während die einzelnen Bereiche und deren Verschaltung in Abbildung 1.10 ersichtlich sind. Die Abbildung zeigt auch wie einzelne Regionen des Thalamus direkt mit verschiedenen Regionen des somatosensorischen Cortex verbunden sind.

1.3.3 Die somatotopische Organisation des somatosensorischen Cortex

Die Wahrnehmung von taktilen Reizen findet größten Teils im primären und sekundären Cortex (SI und SII) statt. Diese befinden sich auf dem Gyrus postcentralis, in den auch die Fasern aus dem Thalamus münden. Im SI können vier funktional differenzierbare Brodmann-Areale BA1, BA2, BA3a und BA3 unterschieden werden (vgl. Abbildung 1.11). Wie in der Abbildung ersichtlich befindet sich der SII lateral und ventral zum SI. Teile des SII werden durch den Lobus temporalis lateral überdeckt. Der SII erhält Projektionen aus SI und dem Thalamus und projiziert wiederum in die Areale von SI und in die Capsula interna ([Tur98] nach [Sto04a]). Der SI verarbeitet hauptsächlich primäre sensorische Informationen von den Mechanorezeptoren während dem SII die Verarbeitung von höheren taktilen Aufgaben zugeordnet wird.

Unter somatotopischer Organisation des somatosensorischen Cortex versteht man, dass alle rezeptiven Felder (RF) der unterschiedlichen Körperregionen ihre Repräsentation im SI haben und benachbarte RF auch im Cortex eine benachbarte Repräsentation haben. „Die topographische Anordnung der Repräsentation der Körperoberfläche in SI ist seit den elektrophysiologischen Studien des Gehirns von Penfield und Rasmussen (1950) bekannt [Sto04a]. Die hiervon abgeleitete Gehirnkarte für den Gyrus postcentralis wird als Homunculus bezeichnet und ist in Abbildung 1.12 dargestellt.

Wie die Abbildung 1.12 zeigt, finden die Beine im somatosensorischen Cortex am weitesten medial ihre Entsprechung, gefolgt von Rumpf, Armen und Gesicht. Am lateralen Ende liegen die Repräsentationen von Zähnen, Zunge und Rachen. In der Abbildung ist die Größe der einzelnen Körperteile proportional zu der Innervierungsdichte der verschiedenen Körperregionen dargestellt. Diese Dichte entspricht der Bedeutung bei der sensorischen Wahrnehmung. So ist die Repräsentation des Gesichts um Größenordnungen größer als die des Hinterkopfs und der Zeigefinger gigantisch, verglichen mit

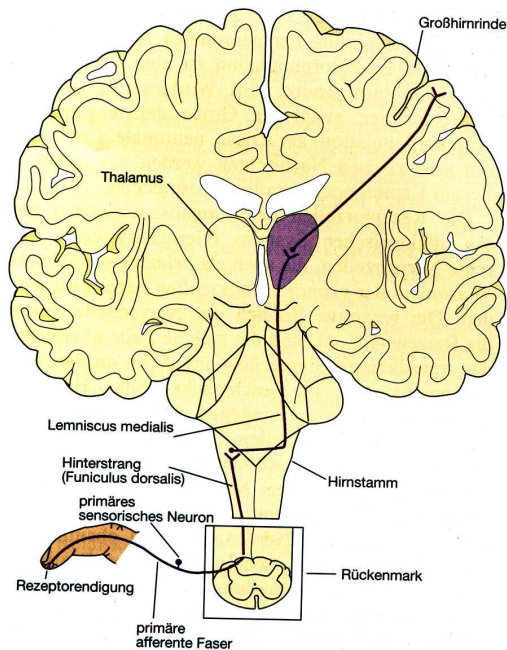


Abbildung 1.9: Organisation des Tastsinnes aus [Kan95] S. 379.

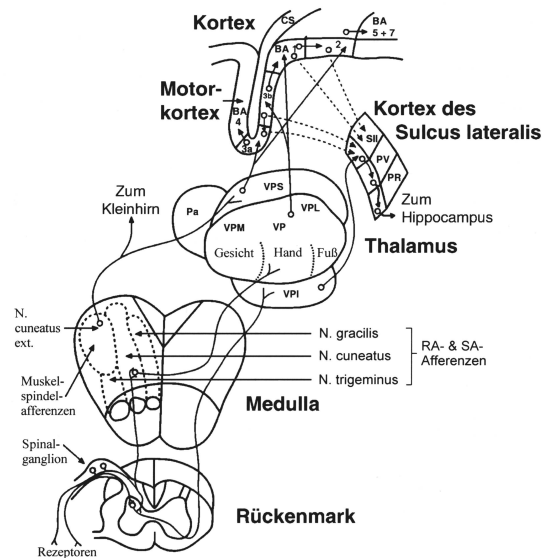


Abbildung 1.10: Organisation des Thalamus und die Verschaltungen im menschlichen cerebralen Cortex (aus [Knu99]).

dem Hallux. Für das motorische System findet sich anterior auf dem Gyrus praecentralis die Entsprechung.

Diese strenge Trennung der RF und ihrer Repräsentation im SI und SII weicht durch neuere Erkenntnisse, die auch im erwachsenen Gehirn Veränderungen nachweisen auf. Gelner et al. verifiziert mit einer fMRT-Studie mit acht Probanden die räumliche Trennung der einzelnen Finger im SI. Er zeigt jedoch auch, dass besonders bei vibrotaktiler Reizung die Daten eine systematische Veränderung der Lage mit der Zeit aufweisen [Gel98].

Hämäläinen et al. zeigt die Abhängigkeit der Repräsentation im SI und SII von der Aufmerksamkeit der Probanden [Häm00]. Er zeigte, dass die Repräsentationen sich in Abhängigkeit der Aufmerk-

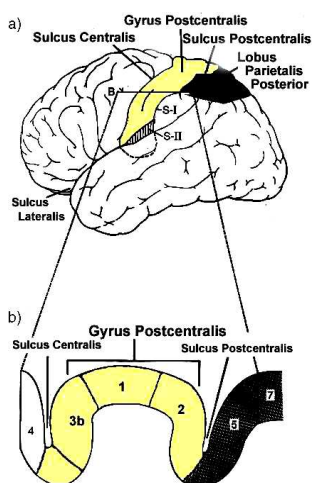


Abbildung 1.11: a) Lage des somatosensorischen Cortex. b) Repräsentation der Brodmann Areale BA 1, 2, 3a, 3b, 5 und 7 auf dem Gyrus postcentralis (nach [Kan91]).

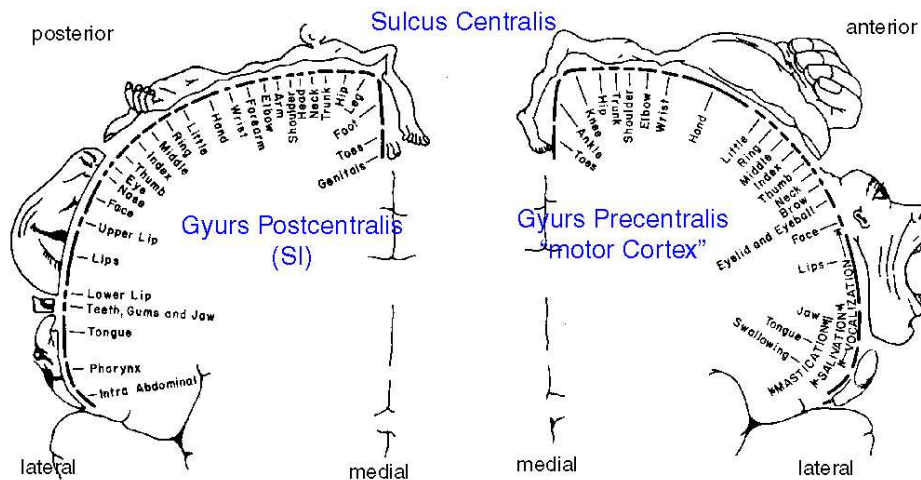


Abbildung 1.12: Organisation des somatosensorischen und somatomotorischen Cortex nach [Pen50]

samkeit und des zeitlichen Verlaufs der Reize sowohl in der Stärke als auch in der Ausdehnung unterscheiden. Je nach Stimulus ist es möglich, collaterale bzw. bilaterale Aktivierung zu evozieren. Die somatotopische Repräsentation des Abdomen kann, wie Itomi et al. darlegte nicht eindeutig mit bildgebenden Verfahren überprüft werden [Ito00].

Viele beobachtete Effekte wie taktile Illusionen [Gel83, Sto04a], die stärkere Repräsentation der Le-sefinger im SI bei Blinden [Rau95] oder die Verschiebung des Reizwahrnehmung bei nicht lexikali-schen Tastaufgaben bei Blinden [Bur02, Bue98, Sad96] benötigen eine differenzierten Beschreibung der RF sowohl im SI als auch im SII. Eine kurze Zusammenfassung dieser Ansätze findet sich in Stolle S. 10 ff.

1.3.4 Wahrnehmung von Punktreizungen und räumliches Auflösungsvermögen des Tastsinns

Bei der klassischen Bestimmung des räumlichen Auflösungsvermögens des Tastsinns wird unter-sucht bis zu welchem minimalen Abstand zwei Spitzen eines Tastzirkels, die in unterschiedlichen Abständen auf die Haut aufgesetzt werden, noch als einzelne Punkte wahrgenommen werden. Die-se schon 1835 von [Web35] gemachten Untersuchungen geben einen Anhaltspunkt inwieweit feine taktile Strukturen an bestimmten Körperregionen wahrnehmbar sind (vgl. Abbildung 1.13). Jedoch muss bei der Interpretation dieser Ergebnisse in Bezug auf die Wahrnehmbarkeit von taktilen Mus-tern Weber's Gesetz der Psychophysik mit in Betracht gezogen werden. Weber's Gesetz besagt, dass die Änderung der Reizintensität eines Reizes ϕ , die noch wahrgenommen werden kann, abhängig von der Reizintensität selbst ist und somit $\frac{\Delta\phi}{\phi} = \text{const.}$ gilt.

Durch das Aufsetzen des Tastzirkels werden gleichzeitig zwei einzelne statische Reize gegeben, wäh-rend bei taktilen Mustern, besonders bei Mustern die sich in der Zeit ändern, die Lage der Punkte zueinander und deren Veränderung wahrzunehmen ist. Diese spezielle Art der taktilen Reizung und deren Wahrnehmbarkeit in Abhängigkeit der Körperregion ist bis heute noch nicht untersucht wor-den.

Die Schwellen, bei der ein taktiler Reiz noch wahrgenommen wird, unterscheiden sich je nach Körperregion, wobei zwischen Punktreizungen und vibratorischen Flächenreizen unterschieden wer-den muss. Wie in Tabelle 1.2 ersichtlich unterscheiden sich die Empfindlichkeiten der einzelnen Körperregionen, wobei erwartungsgemäß die Fußsohle sehr unempfindlich auf Druck reagiert. Die

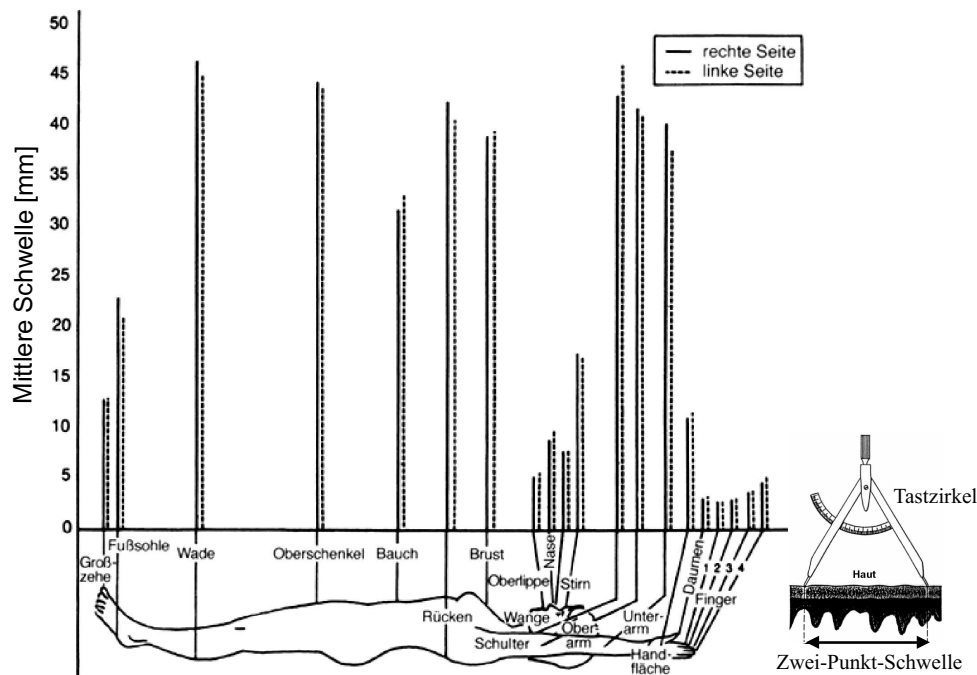


Abbildung 1.13: Verteilung der Zweipunktschwelle (aus [Gol99]).

Tabelle zeigt auch, dass die Sensibilität auf Druck der Fingerkuppen im mittleren Bereich während die Empfindlichkeit auf Vibrationen sehr hoch ist. Interessant ist, dass bei Reizung des Abdomen eine hohe Empfindlichkeit auf Druckreize aber im Vergleich zu anderen Körperregionen die zweit geringste Empfindlichkeit auf Vibrationsreize festgestellt wird.

1.3.5 Untersuchungen zur Leistungsfähigkeit des somatosensorischen Systems

Die Arbeiten von Philip et al. beinhalten grundlegende Erkenntnisse über die Fähigkeiten des taktilen Systems. Es werden Aussagen über dessen Auflösungsvermögens gemacht, die eine Abschätzung des möglichen Informationsflusses und somit über die Bandbreite des somatosensorischen Systems gestatten [Phi81a, Phi81c, Phi81b].

- Es zeigt sich, dass es verlässlich möglich ist, mit den Fingerkuppen zwei Punkte mit einem Durchmesser von 0,5 mm getrennt wahrzunehmen, auch wenn sie direkt aneinander grenzen. Die Versuchsanordnung ist im Vergleich zur klassischen Zweipunktschwelle (vgl. Kapitel 1.3.4) mit dem aktiven Tasten wie z.B. beim Brailleschriftlesen vergleichbar.
- In einem weiteren Experiment werden die Grenzen des inversen Problems ermittelt. Es wird die minimale Breite bestimmt, die noch als Lücke auf einer glatten Oberfläche wahrgenommen wird. Philip bestimmt diese minimale Breite zu 0,87 mm.
- Bis zu einem Abstand der Linien von 0,84 mm ist es gerade noch möglich aus einem Liniennmuster die Richtung der Textur zu bestimmen. Dieses stellt die Grenze der Wahrnehmung taktiler Texturen dar und deckt sich im Rahmen der in diesen Experimenten ergebenden Messgenauigkeit sehr gut mit dem Abstand für die Wahrnehmung einer Lücke.

Tabelle 1.2: Wahrnehmungsschwellen für mechanische Stimulation der Haut des Menschen aus [Sch87].

Körperstelle	Punktreizung ^a mit Tasthaaren [mg]	Flächenreizung (1 cm ²) mit Vibrationen ^b (200 Hz) Ein- drücktiefe [μ m]
Nase	5,3	4,7
Stirn	7,8	4,2
Fingerkuppe	36	0,07
Hand (palmar)	77	0,07
Oberarm	34	2,2
Fußsohle	164	0,45
Waden	112	5,6
Hüfte (ventral)	66	2,8
Brust	42	1,7
Bauch	21	5,2
Schulter	26	1,4

^aDie Daten der Punktreizung nach Weinstein^bVibrationreizung nach Wilska**Tabelle 1.3:** Zusammenfassung der Ergebnisse von Philip und LaMotte

Aufgabe	Leistung
Trennung von zwei einzelnen Punkten mit einem Durchmesser von 0,5 mm	→ 0 mm
minimale Breite einer Lücke	0,87 mm
minimaler Linienabstand bei der Texturbestimmung	0,84 mm
Erkennung von erhabenen Buchstaben	≤ 3 mm
minimale Höhe von erhabenen Punkten mit einem Durchmesser von 550 μ m auf einer Glatten Oberflä- che	2,1 ± 0,3 μ m

- In einem Experiment beschreibt Philip die Möglichkeit erhabene Buchstaben die auf der Fingerkuppe abgebildet werden zu bestimmen. Bis zu einer Größe der Buchstaben von 3 mm lässt sich kein eindeutiger Trend zeigen. Die Ergebnisse der Probanden schwankten zwischen 100% Erkennung und Zufall.

Die Grenze der Sensibilität auf einzelne Punktreizungen ist von LaMotte und Whitehouse untersucht worden [LaM86]. Es zeigt sich, dass einzelne Punkte mit einem Durchmesser von 550 μ m auf einer glatten Oberfläche bis zur einer Höhe von 2,1 ± 0,3 μ m noch wahrgenommen werden.

1.4 Kernspintomographie

Zur Untersuchung des Cortex ist die Kernspinresonanztomographie, auch Magnetresonanztomographie (MRT¹²) bzw. Kernspintomographie genannt, eine der mächtigsten bildgebenden Modalitäten in der Medizin. Die physikalische Grundlage der MRT bildet die Wechselwirkung zwischen einem Spin 1/2-Teilchen in einem statischen Magnetfeld, dem ein wechselndes Magnetfeld überlagert wird. Die Vorteile dieser nicht invasiven Untersuchungsmethode sind, dass durch die Stärke der verwendeten Energien keine Schädigung des Gewebes durch Ionisierung entsteht und keine radioaktiven Kontrastmittel eingenommen werden müssen. Mit den beschriebenen speziellen Aufnahmetechniken ist es nicht nur möglich Bilder des lebenden Cortex zu erhalten, sondern auch durch die Veränderungen des Sauerstoffanteils Aktivitäten im Cortex zeit- und orts aufgelöst zu beobachten.

1.4.1 Grundlegende physikalische Effekte

Die Grundlage der MRT lässt sich am besten durch Betrachtung der Effekte bei der Nuklearen-Magnet-Resonanz-Spektroskopie (NMS) erläutern. Das Anlegen eines statischen Magnetfeld (Gl. 1.1), das zur Veranschaulichung in Richtung der z-Achse eines kartesischen Koordinatensystems zeigt, führt dazu, dass die z-Komponente des Spins eines Teilchen mit Spin 1/2 die zwei Zustände parallel $|+\rangle$ und antiparallel $|-\rangle$, annehmen kann (Zeemaneffekt).

$$\vec{B}_0 = B_0 \vec{e}_z \quad (1.1)$$

Die Energieeffizienz (ΔE) der beiden Zustände lässt sich bei bekanntem gyromagnetischen Verhältnis (γ) des jeweiligen Spin 1/2-Teilchens aus Gleichung 1.2 berechnen. Wobei die Lamorfrequenz (ω_0) die Frequenz der Energiedifferenz der zwei Zustände äquivalenten Schwingung darstellt und entsprechend anhängig vom jeweiligen Atomkern ist (vgl. Tabelle 1.4).

$$\Delta E = \hbar \omega_0 = \gamma \hbar B_0 \quad (1.2)$$

Bei MRT wird die Verteilung der Wasserstoffkerne in der Probe gemessen. Bei einem statischen Magnetfeld von 1,5 T ergibt sich eine Energieeffizienz von $41,5 \cdot 10^{-9}$ eV zwischen den beiden Niveaus, das einer Lamorfrequenz von 63,9 MHz entspricht. Die beiden Energieniveaus werden im thermodynamischen Gleichgewicht entsprechend der Boltzmannstatistik (Gl. 1.3) unterschiedlich stark besetzt.

$$\frac{n_{|+\rangle}}{n_{|-\rangle}} = e^{-\frac{\Delta E}{k_B T}} \quad (1.3)$$

Der Unterschied in den Besetzungszahlen bei Wasserstoff ist von der Größenordnung 10^{-5} . Dieser geringe Unterschied in den Besetzungszahlen erzeugt in der Probe eine Magnetisierung $\vec{M}(t)$ umgekehrt parallel zum statischen Magnetfeld. Durch Mittelung über ein großes Volumen mit vielen Kernen, erhält man den makroskopischen Erwartungswert der Magnetisierung und es ist erlaubt, die Effekte im klassischen Bild zu beschreiben. Im klassischen Bild präzediert die z-Komponente des Spinvektors um die z-Achse mit der Winkelgeschwindigkeit ω_0 . Zur Vereinfachung wird das Problem in einem Koordinatensystem ($x', y', z' = z$) beschrieben, das mit der Winkelgeschwindigkeit ω_0 um die z-Achse rotiert. In diesem Koordinatensystem ruht die Magnetisierung der Probe.

Bei Anwesenheit eines schwachen zusätzlichen magnetischen Wechselfelds \vec{B}_1 , welches mit der Winkelgeschwindigkeit ω_1 in der xy-Ebene rotiert (Gl. 1.4.a) werden Übergänge von $|+\rangle$ nach $|-\rangle$ induziert. Im klassischen Bild und im gewählten Bezugssystem wird das Präzedieren der Magnetisierung

¹²Im Englischen magnetic resonance imaging (MRI)

Tabelle 1.4: Gyromagnetische-Verhältnis verschiedener Kerne

Kern	ungepaarte Protonen	ungepaarte Neutronen	res. Spin	γ [MHz/T]
^1H	1	0	1/2	42,58
^2H	1	1	1	6,54
^{31}P	0	1	1/2	17,25
^{23}Na	0	1	3/2	11,27
^{14}N	1	1	1	3,08
^{13}C	0	1	1/2	10,71
^{19}F	0	1	1/2	40,08

mit der Winkelgeschwindigkeit ω_1 in der $x'y'$ -Ebene beobachtet, während das Magnetfeld des angelegten RF-Wechselfeldes z.B. in $\vec{e}_{x'}$ konstant ist.

$$\begin{aligned}\vec{B}_1(t) &= B_1 \cos(\omega_1 t) \vec{e}_x + B_1 \sin(\omega_1 t) \vec{e}_y \\ \vec{B}_1(t) &= B_1 \cdot \vec{e}_{x'}\end{aligned}\quad (1.4)$$

Nach einer Zeit $t_{90} = \pi/2 \cdot \omega_1$ befindet sich die Magnetisierung vollständig in der $x'y'$ -Ebene und nach $t_{180} = \pi \cdot \omega_1$ hat sich die Richtung der Magnetisierung um 180° gedreht. Entsprechend werden RF-Impulse mit t_{90} als $\pi/2$ - und Impulse mit einer Länge von t_{180} als π -Pulse bezeichnet. Im Laborsystem beobachtet man eine Nutation der Magnetisierung um die z-Achse (vgl. Abbildung 1.14.b). Bei einer realistischen Zeit für t_{90} von 1 ms ergibt sich die Stärke des benötigten B_1 -Feldes zu $B_1 = 60 \mu\text{T}$ mit $\gamma_H = 42,58 \text{ MHz/T}$.

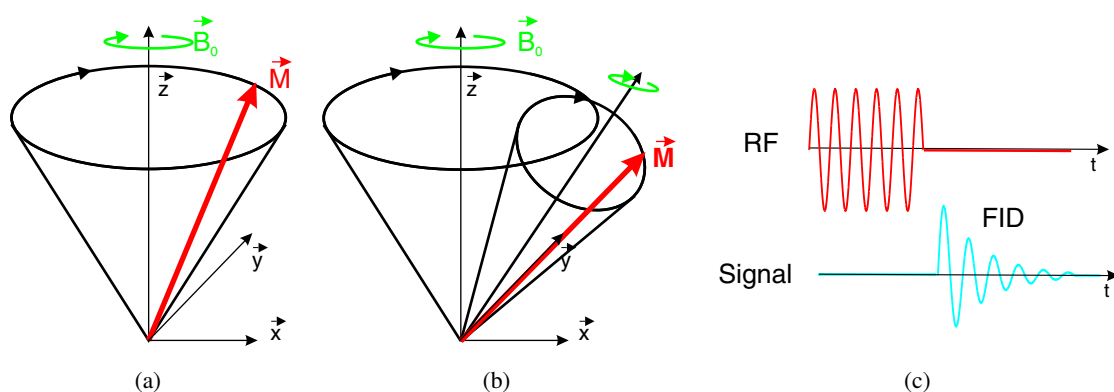


Abbildung 1.14: a) Das Präzedieren der Magnetisierung bei Anlegen eines statischen Magnetfeldes. b) Nutation des Magnetisierungsvektors bei zusätzlichem Überlagern des statischen Magnetfeldes mit einem Wechselfeld in der xy-Ebene. c) Qualitative Form des RF-Impulses und des entsprechenden FID-Signales (siehe Kapitel 1.4.1).

Relaxations-Prozesse

Nach einem RF-Impuls verlieren die Teilchen die Energie des angeregten Zustandes durch Energieaustausch mit der Umgebung und es stellt sich exponentiell mit der Spin-Gitter- bzw. transversale Relaxationszeit T_1 wieder der Gleichgewichtszustand ein.

Für den zeitlichen Verlauf des Relaxationsprozess nach einem $\pi/2$ -Impuls ergibt sich Gl. 1.5 und entsprechend nach dem Umklappen der Spins Gl. 1.6. Die Stärke der im Gleichgewichtszustand parallel zum statischen Magnetfeld gerichteten Magnetisierung, wird mit M_0 bezeichnet.

$$M_{x'}(t) = M_0 \left(1 - e^{-t/T_1}\right) \quad (1.5)$$

$$M_{z'}(t) = M_0 \left(1 - 2 \cdot e^{-t/T_1}\right) \quad (1.6)$$

Die Magnetisierung in der $x'y'$ -Richtungen präzediert nach dem RF-Impuls gleichphasig zueinander. Da jedes Teilchen durch die Inhomogenität des statischen Magnetfeldes und durch Wechselwirkung mit den Magnetfeldern der benachbarten Teilchen von einem leicht unterschiedlichen Magnetfeld umgeben ist, präzedieren die Vektoren der Magnetisierung für jedes einzelne Teilchen mit einer jeweils geringfügig unterschiedlichen Larmorfrequenz. Diese Unterschiede erzeugen einen exponentiellen Abfall der Magnetisierung in xy -Richtung. Der nach Gl. 1.7 beschreibbare Abfall enthält die als Spin-Spin bzw. longitudinale Relaxationszeit bezeichnete Zeitkonstante T_2^* . Der Wert für T_2^* lässt sich entsprechend ihrer Herkunft in zwei Komponenten aufspalten (Gl. 1.8). Der Wert $T_{2\text{inhom}}$ aus der Inhomogenität des statischen Magnetfeldes und dem Wert T_2 aus der Spin-Spin-Wechselwirkung.

$$M_{xy}(t) = M_{xy0} e^{-t/T_2^*} \quad (1.7)$$

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_{2\text{inhom}}} \quad (1.8)$$

Für Wasserstoffatome im menschlichen Gewebe liegt die Relaxationszeit T_1 in der Größenordnung von 900 ms für Muskelgewebe und graue Substanz¹³ sowie 600 ms für weiße Hirnsubstanz¹⁴. Die Werte für T_2 sind fast um eine Größenordnung geringer, bei weißer Hirnsubstanz beträgt sie 80 ms und bei grauer Substanz 100 ms [Neu03].

Die Änderung der Magnetisierung wird durch die phänomenologischen Blochschen-Gleichungen¹⁵ (1.9) beschrieben, im dem rotierenden Bezugssystem ergeben sich die Gleichungen 1.10.

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma (\vec{M} \times \vec{B}) \quad (1.9)$$

$$\begin{aligned} \frac{dM_{x'}}{dt} &= (\omega_0 - \omega) M_{y'} - \frac{M_{x'}}{T_2} \\ \frac{dM_{y'}}{dt} &= -(\omega_0 - \omega) M_{x'} + 2\pi\gamma B_1 M_z - \frac{M_{y'}}{T_2} \\ \frac{dM_z}{dt} &= 2\pi\gamma B_1 M_{y'} - \frac{M_z - M_{z0}}{T_1} \end{aligned} \quad (1.10)$$

¹³engl. : grey matter

¹⁴engl.: white matter

¹⁵F. Bloch und E.M. Purcell erhielten 1952, für ihre Arbeiten zur exakten Messung des Kernspins und der im Anschluss daran gemachten Entdeckungen, den Nobelpreis für Physik.

Tabelle 1.5: Relaxationszeiten verschiedener Gewebe bei einem B_0 von 1,5 T. Die Werte unterliegen in der Literatur größeren Schwankungen und sollen hier nur als Anhaltspunkt dienen (aus [Hor02])

Gewebe	T_1 [s]	T_2 [ms]	ρ^\dagger
Zerebrospinalflüssigkeit	0,8-20	110-2000	70-230
weiße Hirnsubstanz	0,76-1,08	61-100	70-90
graue Substanz	1,09-2,15	61-109	85-125
Hirnhaut	0,5-2,2	50-165	5-44
Muskel	0,95-1,82	20-67	45-90
Fett	0,2 - 0,75	53-94	50-100

[†] Mit der Basis von $\rho = 111$ für 12mM wässrigem NiCl_2 .

Erzeugung des FID-Signals am Beispiel einer Spin-Echo-Sequenz

Durch das Ändern der Magnetisierung wird auf der nun auf Empfang geschalteten RF-Spule eine Spannung induziert, das entsprechende Signal wird als freier Induktionszerfall (FID¹⁶) bezeichnet (vgl. Abbildung 1.14.c).

$$U_{FID} = -N \frac{d}{dt} \int \vec{B} d\vec{A} = -\frac{d\Phi}{dt} \quad (1.11)$$

Durch Kombination eines $\pi/2$ -Impuls mit einem π -Impuls wird eine Spin-Echo Sequenz erzeugt. Innerhalb dieser Sequenz werden die Spins der Teilchen durch den $\pi/2$ -Impuls in die $x'y'$ -Ebene ausgerichtet und beginnen anschließend mit der Zeitkonstante T_2 wieder in den Gleichgewichtszustand zurückzukehren. Bei der Magnetisierung ist ein Präzedieren in der $x'y'$ -Ebenen mit unterschiedlichen Winkelgeschwindigkeiten zu beobachten. Dieses Auseinanderlaufen der transversalen Magnetisierungsvektoren wird mit einem anschließenden π -Impuls refokussiert durch Änderung der Bewegungsrichtung (vgl. Abbildung 1.15), so dass sich zum Zeitpunkt $t = t_E$ alle Magnetisierungsvektoren wieder in Phase befinden. Zu diesem Zeitpunkt ist die Änderung der Magnetisierung am stärksten und das FID-Signal hat wie in Abbildung 1.15 dargestellt sein Maximum.

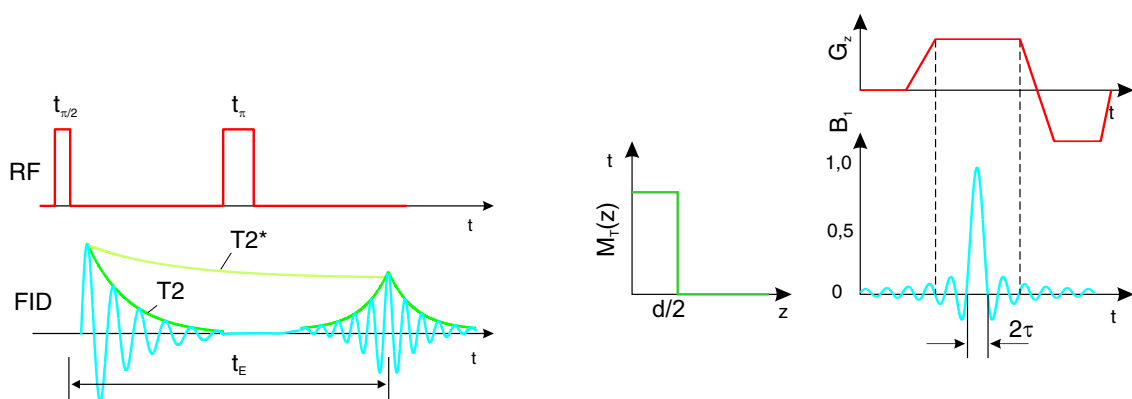


Abbildung 1.15: Spin-Echo-Sequenz

Abbildung 1.16: Rf-Signal zur Erzeugung eines scheibenselektiven Impulses

¹⁶engl.: free induction decay

1.4.2 Datenaufnahme beim MRT

Bei den bis jetzt beschriebenen Sequenzen enthält das FID-Signal noch keine Informationen über die lokale Verteilung der Magnetisierung innerhalb des Probanden. Erst durch Anlegen weiterer Gradientenfelder ist es möglich die örtlichen Änderungen der Verteilungen der Magnetisierung zu messen.

Zur Auflösung dieser dreidimensionalen Strukturen wird dem statischen Magnetfeld ein Gradientenfeld (\vec{G}) überlagert. Das Gradientenfeld besteht aus mehreren einzelnen Gradienten, die parallel bzw. orthogonal zu \vec{B}_0 verlaufen. Für die Larmorfrequenz am Ort \vec{r} ergibt sich somit die Gleichung 1.12.

$$\omega_i = \gamma(B_0 + \vec{G} \cdot \vec{r}_i) \quad (1.12)$$

Für die allgemeinen Blochschen Gleichungen (1.9) ergibt sich somit die Gleichung 1.13, wobei in δB alle Anteile durch Inhomogenitäten des statischen Magnetfeldes und durch Schwankungen der Suszeptibilität innerhalb des Gewebes zusammengefasst sind.

$$\left\{ \frac{d\vec{M}}{dt} \right\}_{B_0} + \left\{ \frac{d\vec{M}}{dt} \right\}_{\delta B, G, B_1} = \gamma \left\{ \vec{M} \times [\vec{B}_0 + \delta B + \vec{k}(\vec{G} \cdot \vec{r}) + \vec{B}_1] \right\} \quad (1.13)$$

Durch Transformation in das rotierende Bezugssystem (x', y', z) und bei Vernachlässigung der Inhomogenitäten von B_0 , sowie des additiven \vec{B}_1 erhält man die Gleichung 1.14. Diese Gleichung ist Basis fast aller Theorien bezüglich der MRT. Sie beinhaltet sowohl die Gleichungen aus Kapitel 1.4.1 für die transversale Relaxation (Gl. 1.5 bzw. 1.6) als auch die Gleichung 1.8 für die longitudinale Relaxation.

$$\left\{ \frac{d\vec{M}}{dt} \right\}_{G, B_1} = \begin{pmatrix} -1/T_2 & \gamma \vec{G} \cdot \vec{r} & -\gamma B_{1y'} \\ -\gamma \vec{G} \cdot \vec{r} & -1/T_2 & -\gamma B_{1x'} \\ \gamma B_{1y'} & \gamma B_{1x'} & -1/T_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_{x'} \\ M_{y'} \\ M_z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ M_0/T_1 \end{pmatrix} \quad (1.14)$$

Zur Lösung der Gleichung 1.14 wird ein kleiner Winkel zwischen \vec{M} und \vec{B}_0 angenommen. Es zeigt sich, dass die gefundenen Lösungen auch für größere Winkel mit ausführlichen mathematischen Simulationen übereinstimmen [Vla99]. Mit dieser Vereinfachung und der Substitution 1.15 ergibt sich für die transversale Magnetisierung die Gleichung 1.16.

$$M_T = M_{x'} + iM_{y'} \quad B_1 = B_{1x'} + iB_{1y'} \quad \text{mit} \quad i = \sqrt{-1} \quad (1.15)$$

$$\frac{dM_T}{dt} = -i\gamma(\vec{G} \cdot \vec{r})M_T + i\gamma B_1 M_0 \quad (1.16)$$

Selektieren einer Scheibe innerhalb der xy-Ebene

Die Selektion einer Scheibe innerhalb der xy-Ebene wird beim MRT durch Kombination eines geeigneten RF-Puls mit einem zu \vec{B}_0 parallelen Gradienten erreicht der linear mit z ansteigt $\vec{G} = G_z z \vec{e}_z$. Das Ziel ist es innerhalb einer zu \vec{e}_z orthogonalen Ebene mit der Dicke d eine konstant starke transversale Magnetisierung zu erhalten, welche außerhalb der Ebene verschwindet (vgl. Abbildung 1.16 links).

Durch Integration der Gleichung 1.16 über die Dauer des RF-Impuls (T) bei angelegtem Gradientenfeld ergibt sich Gleichung 1.17, wenn davon ausgegangen wird, dass zum Zeitpunkt $t = t_1$, das bedeutet vor dem RF-Impuls, die Magnetisierung $M(t_1, \vec{r}) = M_0$ ist. Mit der Substitution $k = \gamma G_z t$ und

$k_T = \gamma G_z T/2$ ergibt sich Gleichung 1.18. Es zeigt sich, dass sie sich durch eine Fouriertransformation M_T in $B_1(k)$ wandeln lässt.

$$M_T(T_2, \vec{r}) = -i\gamma M_0 e^{-i\gamma G_z T/2} \int_{-T/2}^{T/2} B_1(t) e^{i\gamma G_z t} dt \quad (1.17)$$

$$M_T(T_2, z) = -iM_0 \int_{-k_T}^{k_T} B_1(k) e^{ikz} dk \quad (1.18)$$

Die vorgegebene Rechteck-Funktion von $M_T(z)$ ergibt für $B_1(t)$ die sinc-Funktion aus Gleichung 1.19, wenn mit α der Winkel zwischen M und M_0 gegeben ist.

$$B_1(t) = -iG_z d \frac{\sin kd/2}{kd/2} \sin \alpha \quad (1.19)$$

Mit $\tau = T/2$, was der halben Breite des Hauptmaximums und somit der effektiven Länge des RF-Signals entspricht, ergibt sich die Gleichung 1.20 für den entsprechenden RF-Impuls. Effektive Länge bedeutet, dass mit diesem RF-Impuls der gleichen Effekt erzielt wird, wie mit einem rechteckigen Impuls mit der Impulsbreite τ .

$$\gamma G_z d \tau = 1 \quad (1.20)$$

Für einen $\pi/2$ -Impuls aus Kapitel 1.4.1 erhält man eine Pulslänge von $\tau = 0,78 \text{ ms}$ und eine Magnetisierung $B_1(0) = 7,4 \mu\text{T}$. Bei einer realen MRT Sequenz wird der RF-Impuls auf eine Breite von $6 \cdot \tau = 4,7 \text{ ms}$ beschränkt.

Bestimmung der Magnetisierung innerhalb der xy-Ebene

Als Beispiel dient die Spin-Echo-Sequenz, die in Abbildung 1.15 dargestellt ist, wobei Relaxationsprozesse als erstes vernachlässigt werden.

Das Spinsystem befindet sich nach einem $\pi/2$ -Puls instantan zum Zeitpunkt des Maximums des RF-Impulses ($t = 0$) in einer Rotation in der $x'y'$ -Ebene. In Anwesenheit eines Gradientenfeldes $\vec{G}^T = \vec{r} \cdot (G_x, G_y, 0)$ rotieren die Spin-Systeme an jedem Ort mit einer unterschiedlichen Winkelgeschwindigkeit. Die Richtung \vec{e}_x bezeichnet die Ausleserichtung, während die \vec{e}_y Richtung als phasenkodierte-Richtung bezeichnet wird. Ein nach der Zeit $T_E/2$ eintreffender π -Puls refokussiert die Spins, so dass zum Zeitpunkt T_E ein Echo erzeugt wird.

Die transversale Magnetisierung (Gleichung 1.21) zum Zeitpunkt t wird bestimmt in dem die Integration über die selektierte Scheibe und über die Zeit ausgeführt wird.

$$M_T(t) = \int \int_{\text{Scheibe}} m(x, y) e^{-i \int \omega(x, y, t) dt} dx dy \quad (1.21)$$

Unter Vernachlässigung der Relaxationsprozesse ist $m(x, y)$ die Verteilung der Magnetisierung nach dem RF-Impuls. Die Abhängigkeit $\omega(x, y, t)$ ist durch die unterschiedlichen Larmorfrequenzen an unterschiedlichen Orten nach Gleichung 1.22 gegeben.

$$\omega(x, y, t) = \gamma \vec{r} \cdot \vec{G}(t) \quad (1.22)$$

Da nur die diskreten Zeitintervalle in denen die Gradientenfelder eingeschaltet werden berücksichtigt werden müssen, lässt sich das Integral über die Zeit in seine einzelnen Terme aufspalten. Durch eine Transformation in eine zum Echo relativen Zeit $t_0 = t - T_E$ ergibt sich die Gleichung 1.23.

$$\int_0^t \omega(x, y, t) dt = \gamma G_x t' x + \gamma G_y T_y y = k_x x + k_y y \quad (1.23)$$

Das Einsetzen von k_x und k_y aus den Gleichungen 1.24 ermöglicht die Gleichung 1.21 in der Form von Gleichung 1.25 zu schreiben.

$$k_x = \gamma G_x t' = \gamma \int_0^{t'} G_x(t) dt \quad , \quad k_y = \gamma G_{yn} T_y = \gamma \int_0^{t'} G_{yn}(t) dt \quad (1.24)$$

$$M_T(t') = \iint_{XY} m(x, y) e^{-i(k_x x + k_y y)} dx dy \quad (1.25)$$

Aus den Gleichungen 1.24 sind für alle Zeitpunkte die Werte für k_x und k_y bekannt, so dass es möglich ist die Gleichung 1.18 in Abhängigkeit von $M_T(k_x, k_y)$ zu schreiben. Es handelt sich bei der Transformation von $m(x, y) \xrightarrow{FT} M_T(k_x, k_y)$ um eine zweidimensionale Fouriertransformation.

$$m(x, y) = \int \int_{k_x k_y} M_T(k_x, k_y) e^{i(k_x x + k_y y)} dk_x dk_y \quad (1.26)$$

Aus der Abbildung 1.17.b ist das Verhalten von (k_x, k_y) während der Aufnahmesequenz im k-Raum zu erkennen. Mit der Annahme, dass zum Zeitpunkt $t = 0$ sich die Spins im Equilibriumzustand befinden, werden die Vektoren bis zum Zeitpunkt $t = T_E/2$ von Punkt 0 zum Punkt A ansteigen. Der Wert von k_y am Punkt A ist abhängig von der Stärke des Gradientenfeldes (G_{yn}) in dieser Richtung. Durch den $\pi/2$ -Impuls am Zeitpunkt $t = T_E$ werden die Vektoren umgeklappt und befinden sich dann am Punkt B. Das Einschalten des Gradienten in Ausleserichtung bewirkt, dass im Zeitraum t_{acq} die Bahn AC durchfahren wird, so dass bei einem festen Wert von k_x alle Werte von k_y angefahren werden. Eine vollständige Erfassung der $k_x k_y$ -Scheibe ist durch n-Fache Wiederholung der Sequenz mit entsprechend veränderten Zeiten für den x-Gradienten möglich. Physikalisch ist der Wert k_x eine Wellenlänge $\lambda = 2\pi k$. Es ergibt sich der Maximalwert von $k_x = k_{x,max}$ aus Gleichung 1.27.

$$k_{x,max} = \gamma G_x t_s N / 2 \quad (1.27)$$

Die Abtastzeit t_s und die Anzahl der Datenpunkte in einer Ebene (N) bestimmen die maximale bzw. die kürzeste Auflösung. Die maximale Wellenlänge λ_{max} (Gl. 1.28) bestimmt das Sichtfeld (FOV¹⁷) und mit $\lambda_{min} = 2FOV/N$ die Auflösung. Die Größe eines Pixel ist gegeben durch FOV/N .

$$\lambda_{max} = 2\pi k_{x,min}^{-1} = \frac{2\pi}{\gamma G_x t_s} = FOV \quad (1.28)$$

1.4.3 Kontrastbildung beim MRT

Der Grauwert eines Volumenelements (Voxel¹⁸) bei MRT enthält alle durch die Messung erfassbaren Informationen über einen Kubus des Gewebes. Er ist bestimmt durch die Protonendichte ρ , die Spin-Bahn Relaxationszeit und die Spin-Spin Relaxationszeit. Der Kontrast ist definiert als die Differenz zwischen der Signalstärke (S) zweier benachbarten Regionen aus unterschiedlichem Gewebe (vgl. Gleichung 1.29).

$$C = S_A - S_B \quad (1.29)$$

Durch Variation der Parameter B_0 , T_E und der Wiederholrate (TR ¹⁹) ist es möglich, den Kontrast (C) zu maximieren.

¹⁷engl.: field of view

¹⁸engl.: volumen element

¹⁹engl.: repetition time

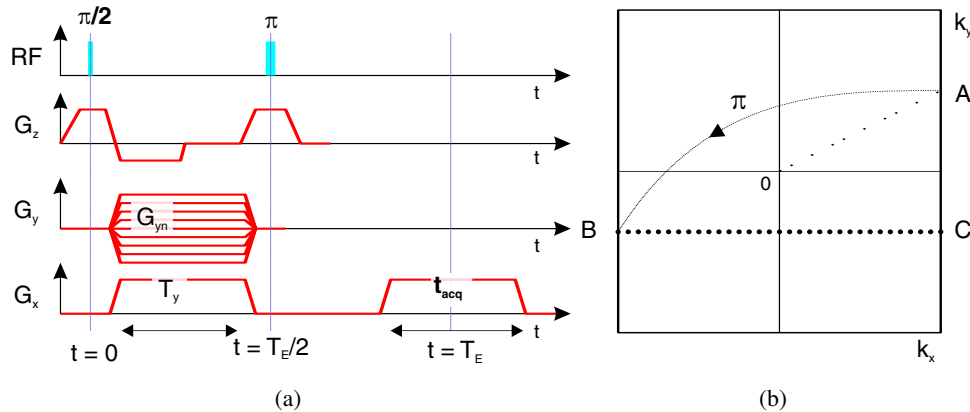


Abbildung 1.17: a) Zeitdiagramm einer Spin-Echo Sequenz. b) Verlauf der Trajektorie im k-Raum. Angelehnt an [Vla99].

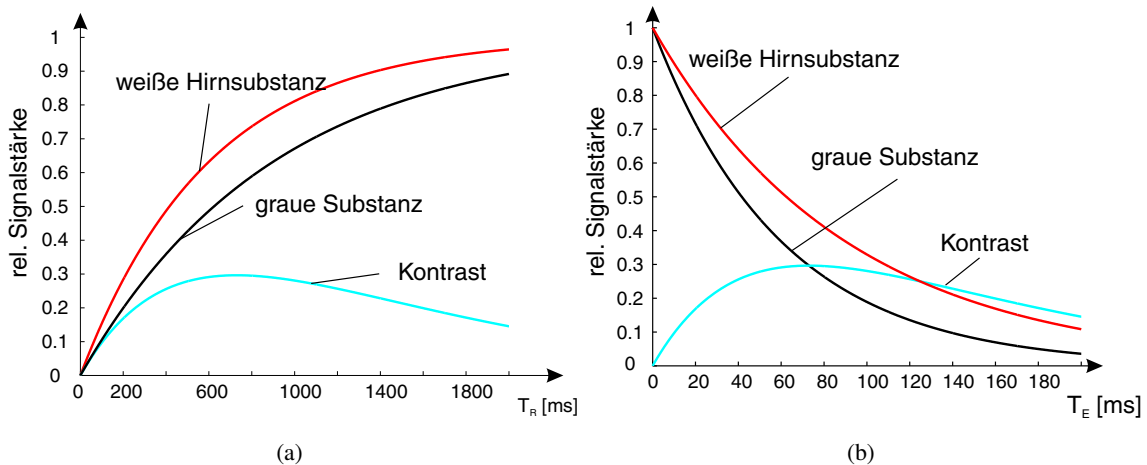


Abbildung 1.18: a) Kontrast in Abhängigkeit der Wiederholrate TR . b) Kontrast in Abhängigkeit der Spin-Echo Zeit T_E .

Die Amplitude des FID ist direkt mit dem Grauwert korreliert und abhängig von der Zahl der angeregten Protonen. Durch Sättigungsprozesse ist die Zahl der anregbaren Protonen endlich. Nach einem $\pi/2$ -Impuls tragen diese zur transversalen Magnetisierung bei. Relaxationprozesse (vgl. Kapitel 1.4.1) bringen die Spins mit einer entsprechenden Zeitverzögerung wieder in ihre Gleichgewichtslage zurück. Bei Eintreffen eines Rf-Impulses bevor der Gleichgewichtszustand wieder erreicht wurde ($TR \ll 5 \cdot T_1$) stehen entsprechend weniger Protonen zur Anregung zur Verfügung.

Der Unterschied in der Protonendichte (vgl. Tabelle 1.5) ergibt bei MRT nur einen sehr schwachen Kontrast, da sich die Protonendichten von weißer Hirnsubstanz und grauer Substanz sowie von CBF nicht sehr stark unterscheiden. Durch Variation von TR und T_E ist es möglich den Kontrast zwischen weißer Hirnsubstanz und grauer Substanz zu erhöhen. Durch die kürzere Spin-Gitter Relaxationszeit von weißer Hirnsubstanz stehen bei kürzer werdendem TR im Vergleich zu grauer Substanz mehr Protonen zur Anregung zur Verfügung, wodurch ein verhältnismäßig stärkeres Signal erzeugt wird (vgl. Abbildung 1.15.a). Wie in der Abbildung ersichtlich ist beim $TR = 800$ ms der Intensitätsunterschied zwischen den Substanzen und somit der Kontrast maximal. Aufnahmen mit dieser Gewichtung werden als T_1 Aufnahmen bezeichnet.

Durch einen umgekehrten Prozess nimmt bei grauer Substanz die Zahl der Protonen, die zum Echo-signal beitragen können durch Spin-Spin Relaxation schneller ab als bei weißer Hirnsubstanz. Eine Verlängerung von T_E führt somit zu einer je nach Gewebe unterschiedlich starken Schwächung des Signals. Wie in Abbildung 1.18(b) ersichtlich, ist der Kontrast zwischen den beiden Geweben bei $T_E0 = 60 - 70$ ms am stärksten. Durch Variation von T_E erhält man somit T_2 bzw. T_2^* gewichtete Aufnahmen.

Bei medizinischen Anwendungen, z.B. bei der Darstellung von Organen und Muskeln, wird ein Kontrastmittel injiziert. Bei der funktionellen MRT dient die lokalen Änderungen der Sauerstoffsättigung innerhalb der cerebralen-Durchblutung als zusätzlicher Kontrast (vgl. Kapitel 1.5.3).

1.4.4 Echoplanare Bildgebung

Das im letzten Kapitel besprochene Aufnahmeverfahren stellt nur den prinzipiellen Verlauf einer bildgebenden Sequenz im MRT dar. Von einer detaillierten Beschreibung unterschiedlicher Aufnahmetechniken wird abgesehen, um den Fokus auf die in dieser Arbeit verwendete Aufnahmetechnik zu setzen.

Die Signifikanz der an die Aufnahme anschließenden statistischen Analyse ist mit der Zahl der Aufnahmen korreliert. Um die Messzeit und somit die Belastung für den Probanden zu reduzieren ist es wichtig sehr kurzen Wiederholraten zu verwenden. Eine geeignete Aufnahmesequenz ist die echo-planare Bildgebung (EPI²⁰), da sie Aufnahmen des gesamten Cortex mit einer TR von $TR = 2$ s bis $TR = 4$ s ermöglicht.

Die kurzen Zeiten der EPI-Sequenzen werden erreicht, in dem mit einer Spin-Echo-Sequenz nicht nur eine Spalte ($k_{y,min} \leq k_y \leq k_{y,max}$ und $k_x = \text{const.}$), sondern die gesamte Scheibe erfasst wird. Nach einem scheibenselektiven $\pi/2$ -Impuls werden die Gradienten in Phasen- und Ausleserichtung eingeschaltet. Bei der Auslese im k-Raum bewegt man sich von Punkt 0 zum Punkt A (vgl. Abbildung 1.19.b). Der folgende π -Puls kippt die Magnetisierungsvektoren. Bei der darauffolgenden Auslese mit eingeschaltetem x-Gradienten wird eine Zeile mit konstanten k_y ausgelesen (Punkt B nach C). Durch wiederholtes kurzes Einschalten des Phasen-Gradienten und einer Auslese mit einem x-Gradienten mit umgekehrten Vorzeichen wird die nächste Zeile in umgekehrter Richtung durchfahren. So ist es möglich die gesamte Scheibe im k-Raum mit einem Spin-Echo Puls zu abzutasten. Typische Zeiten für eine EPI Aufnahme sind $TR = 60 - 200$ ms und $T_E = 35 - 45$ ms.

Dem Vorteil einer schnellen Aufnahme steht der Nachteil eines schlechteren Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR²¹) im Vergleich zu anderen Gradient-Echo Sequenzen gegenüber.

Die EPI Aufnahmen reagieren sehr empfindlich auf Inhomogenitäten in B_0 , da sie zu einem nicht reversiblen Verlust an Magnetisierung (Verkürzung von T_2) und somit zu einem Verlust an Signalstärke führen. Des Weiteren müssen Bewegungen des Probanden so weit wie möglich vermieden werden.

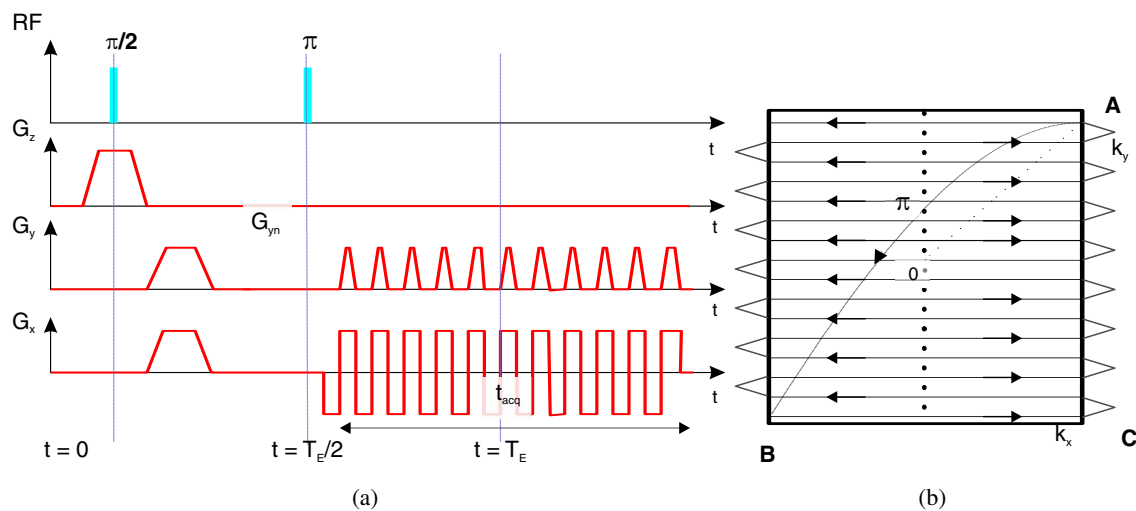
1.5 Messmethoden zur orts aufgelösten Bestimmung von Zentren mit erhöhter Gehirnaktivität

Das orts aufgelöste Bestimmen von Bereichen im Cortex mit erhöhter neuronaler Aktivität wird im englischen mit dem Begriff *Brain Mapping* bezeichnet. Frei übersetzt kann dieses als „Gehirn kartografieren“ verstanden werden. Die Ergebnisse dieser Arbeit sind größtenteils durch Verwendung der funktionellen Kernspintomographie (fMRT²²) ermittelt worden. Neben der fMRT haben sich noch

²⁰engl.: Echo-planar imaging

²¹engl.: signal-to-noise ratio

²²engl.: functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI).

Abbildung 1.19: Verlauf der Trajektorie im k -Raum bei einer EPI-Sequenz

andere alternative Techniken zum *brain mapping* etabliert. Nach einem Abriss über die Grundlagen dieser Modalitäten wird im Folgenden detailliert auf die Grundlagen der fMRT eingegangen.

1.5.1 Abriss über mögliche Untersuchungsmethoden

Zum *Brain Mapping* haben sich unterschiedliche Untersuchungsmethoden etabliert.

Computertomographie (CT) Bei der CT werden mit Röntgenquanten Absorptionsaufnahmen des Cortex nacheinander aus verschiedenen Beobachtungswinkeln gemessen. Anschließend wird aus diesen einzelnen Aufnahmen ein dreidimensionales Bild rekonstruiert. Durch den geringen Absorptionskoeffizienten von weißer Hirnsubstanz und grauer Substanz ist es notwendig, einen Kontrastmittel zu injizieren. Der Zeitversatz der Aufnahmen erschwert die räumliche und zeitliche Zuordnung der Aktivität. Verbessert wird dieses durch die PET-Technik.

Positronenemissionstomographie (PET) Bei PET-Untersuchungen werden ein radiopharmazeutisches Medikament mit einer kurzen Halbwertszeit, z.B. ^{15}O mit $T_{1/2} = 2 \text{ min}$, verabreicht. Die radioaktive Substanz zerfällt größtenteils mit einem β^+ -Zerfall (^{15}O zu 99%). Das frei werdende Positron rekombiniert anschließend unter Aussendung von zwei Gammaquanten mit einem Elektron. Die beiden Gammaquanten haben einen um 180° verschiedenen Richtungsvektor. Mit einem 4π -Detektor werden nun alle Photonen detektiert, die in einem gewissen Zeitfenster in einem Winkel von 180° korreliert eintreffen.

Die injizierte Substanz verteilt sich gleichmäßig mit dem Blut im Körper. Bei cerebraler Aktivität steigt regional der Hirnminutenblutfluß (CBF²³) in den beteiligten Arealen an, was zu einer Erhöhung der Konzentration des Positronenstrahlers an diesen Stellen führt. Die höhere Konzentration wird als eine erhöhte Aktivität in diesem Bereich nachgewiesen. Die Ortsauflösung beim PET resultiert aus den Laufzeitunterschieden der Gammaquanten.

Elektroenzephalographie EEG Beim EEG werden an mehreren Stellen auf der Schädeloberfläche Elektroden zur Ableitung der bioelektrischen Potentialschwankungen angebracht. Bei *Brain Mapping*-Experimenten wird in der Regel mit etwa 60 Ableitungspunkten gearbeitet [Hoe01].

²³engl.: cerebral blood flow)

Durch externe Reizung, z.B. durch taktile Stimulation, können evozierte Potentiale, das heißt Potentiale, die direkt mit dem Reiz in Verbindung stehen, hervorgerufen werden. Unter Berücksichtigung der Ruhepotentiale und der räumliche Ausdehnung ist es möglich, auf die Position der Quelle zurück zuschließen, wenn die Randbedingungen entsprechend modelliert werden.

Es ist somit möglich eine Korrelation zwischen dem externen Reiz und der Position der Quelle innerhalb des Gehirns herzustellen. Die Quellen von Potentialschwankungen der Großhirnrinde sind Potentiale von Nervenzellkörpern, Axonen, Dendriten u. Synapsen sowie postsynaptische Potentiale. Diese Vielzahl von Quellen und die verhältnismäßig geringe Zahl an Ableitungspunkten erschweren die Extrapolation und vermindern dadurch das örtliche Auflösungsvermögen des EEGs.

Magnetoenzephalographie (MEG) Der Hauptbestandteil eines MEGs ist eine Matrix aus vielen Quanteninterferometern (SQUID²⁴), die mit minimalem Abstand auf der Oberfläche des Schädels positioniert werden. Aktuelle MEGs bestehen aus 122 SQUIDS [Hoe01]. Diese SQUIDS ermöglichen es, sehr kleine Schwankungen in den Magnetfeldern von bis zu 10^{-14} T zu messen. Sie sind somit die empfindlichsten Detektoren zur Messung von magnetischen Flußänderungen.

Neuronale Aktivität basiert auf winzigen Ionenströmen, die bei der Erzeugung eines synaptischen Potentials durch die Zellmembrane fließen. Diese Ströme sind zu klein, um direkt gemessen zu werden. Die von den SQUIDS ermittelten Ströme entstehen durch Integration der in einem kleinen Volumen hervorgerufenen Schwankungen der magnetischen Feldstärke. Somit ist es möglich mit dem MEG Änderungen mit einer zeitlichen Auflösung von Millisekunden aufzuzeichnen.

Durch eine Aufgabenstellung beziehungsweise durch Reizung des Probanden werden bei MEG Untersuchungen evozierte Potentiale provoziert. Die daraus resultierenden lokalen Änderungen in der Feldstärke werden an verschiedenen Stellen gemessen. Mit entsprechenden Näherungen kann anhand der 122 Messungen an unterschiedlichen Punkten auf die Lokalisation der Quelle dieser Potentiale extrapoliert werden. Es ist somit möglich mit einer hohen zeitlichen Auflösung Veränderungen der Aktivität im Cortex orts aufgelöst zu beobachten. Die Ortsauflösung ist beschränkt durch die Anzahl der SQUID und durch die Fehler bei der Modellbildung.

Transkranielle Magnetstimulation (TMS²⁵) Bei TSM Untersuchungen wird mit einem stark gepulsten Magnetfeld gezielt einzelne Areale im Cortex „ausgeschaltet“. Bei diesem Ausschalten handelt es sich um ein Ablenken der bei den post- und presynaptischen Potentialen beteiligten Ionen (Lorenzkraft). Das zur Ablenkung nötige Magnetfeld wird durch die Konstruktion der Spule stark lokalisiert. Bei den Studien mit TSM werden die Auswirkungen auf das Lösen einer Aufgabe vor und nach der Anwendung des magnetischen Impulses untersucht. Die ausgelenkten Ionenströme gehen nach einer relativ kurzen Zeit wieder auf ihr ursprüngliches Niveau zurück, so dass keine Schädigung der Cortexregion erfolgt.

Funktionelle MRT (fMRT) Die Grundlage der fMRT, welche ausführlich in Kapitel 1.5.2 beschrieben wird ist, dass durch die unterschiedlich starke Oxidierung des Blutes im MRT einen Kontrast erzeugt werden kann.

²⁴ engl.: supraconducting quantum interference device

²⁵ engl.: transcranial magnetic stimulation

1.5.2 Grundlagen der funktionellen Kernspintomographie

Durch fMRT ist es möglich in vivo und nicht invasiv mit einer guten räumlichen und zeitlichen Auflösung Gehirnaktivität aufzuzeichnen. Dieses revolutionierte die Neurowissenschaft im letzten Jahrzehnt [Hee02]. Die Grundlage bildet der Zusammenhang zwischen neuronaler Aktivität, Hämodynamik²⁶ und Stoffwechsel.

Hämodynamik und Stoffwechsel

Das Modell für den Energieverbrauch geht davon aus, dass Aktivität im Gehirn mit einem Ansteigen des Stoffwechsels und somit mit einem Ansteigen der regionalen CBF (rCBF²⁷) verbunden ist. Als Grund für das Ansteigen werden zwei unterschiedliche Vorgänge verantwortlich gemacht. Zum einen nutzen Astrozyten Energie aus dem Glucosestoffwechsel um Glutamate aus den extrazellulären Zwischenräumen in Glutamine umzuwandeln. Zum anderen wird Sauerstoff direkt von den Neuronen benötigt [Hee02].

Beim Sauerstoff-Stoffwechsel wird dem Hämoglobin im Blut O₂ entzogen und Oxyhämoglobin wird zu Deoxyhämoglobin reduziert. Während die Konzentration von Oxyhämoglobin im arterielle Teil der Hämodynamik als konstant angesehen werden kann, kommt es im venösen Teilen zu Schwankungen, die sich in drei Phasen aufteilen. In der ersten Phase kommt es in den ersten 2 s nach der Aktivität zu einer Reduktion der Konzentration von Oxyhämoglobin. Dieser nicht mit Hilfe der fMRT beobachtbarer „initial dip“ [Hee02] wird dem verzögerten Ansteigen des rCBF zugeordnet. Danach kommt es zu der paradoxen Situation, dass durch das Ansteigen des rCBF die Sauerstoffkonzentration stärker als der Verbrauch ansteigt und es somit zu einer Erhöhung der Konzentration von Oxyhämoglobin kommt. Eine Erklärung für das Ungleichgewicht zwischen Sauerstoff-Stoffwechsel und rCBF kann auf die erhöhte passive Diffusionsrate von Sauerstoff in Abhängigkeit der Konzentrationsrate zurückgeführt werden [Bux97]. Das Maximum der Konzentration wird nach ca. 6 s erreicht, welche durch die elastischen Eigenschaften des venösen Teils der Hämodynamik verstärkt wird. Etwa 12 s nach der Aktivität beginnt sich der Blutfluß in den Gebieten zu normalisieren und die Hämoglobinkonzentrationen gehen in den Normalzustand über.

1.5.3 Kontrast auf Grundlage des BOLD Effekts

Die Schwankungen der Deoxyhämoglobinkonzentration im rCBF bildet die Grundlage der fMRT. Die erhöhte Konzentration von Oxyhämoglobin wird als endogener Kontrast bei der fMRT benutzt und entsprechend als Oxidierungsgrad des Blutes abhängiger Kontrast (BOLD²⁸-Kontrastes) bezeichnet[Rai01].

Physikalisch beruht der BOLD-Effekt auf dem Unterschied in der Suszeptibilität von Oxyhämoglobin und Deoxyhämoglobin im Blut. Deoxyhämoglobin ist paramagnetisch, während Oxyhämoglobin schwach diamagnetisch ist und keine nennenswerte Wechselwirkung mit den Magnetfeldern der MRT hat. Die paramagnetischen Eigenschaften führen zu Inhomogenitäten des Magnetfeldes innerhalb des Gewebes, welche eine Reduktion von T_2^* in diesen Bereich bewirken (Gl. 1.10). Wie aus Kap. 1.4.3 ersichtlich, verringert ein kleineres T_2^* bei konstanten T_E die Stärke des FID-Signals.

Der Suszeptibilitätsunterschied und die sich daraus ergebenden Unterschiede im FID-Signal sind gering und bewegen sich in einem Bereich von 1-5%. Dieser geringe Effekt erfordert, dass das Signal-Rausch-Verhältnis nur mit einer großen Anzahl von Aufnahmen zu verbessern ist.

²⁶Die Lehre von der Bewegung des Blutes im Gefäßsystem

²⁷ regional CBF

²⁸engl.:blood oxygenation level dependent

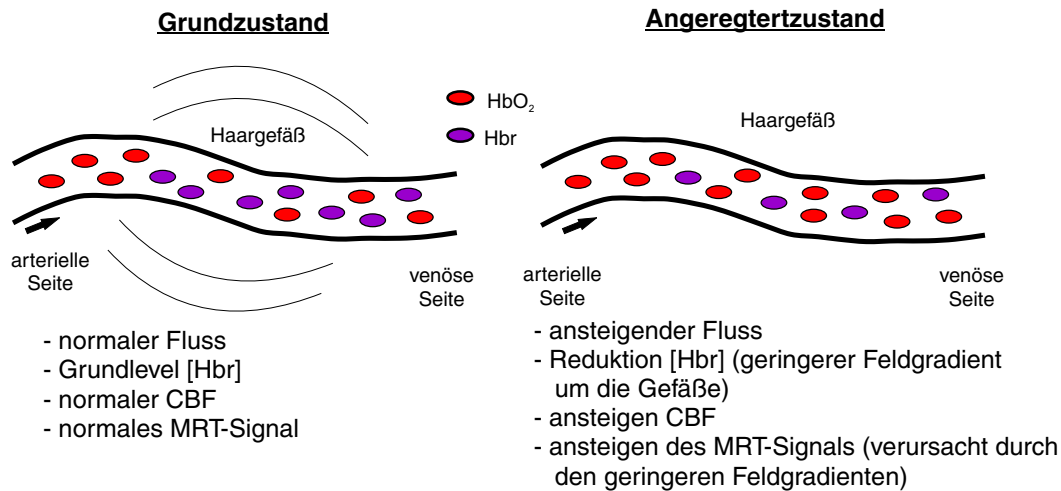
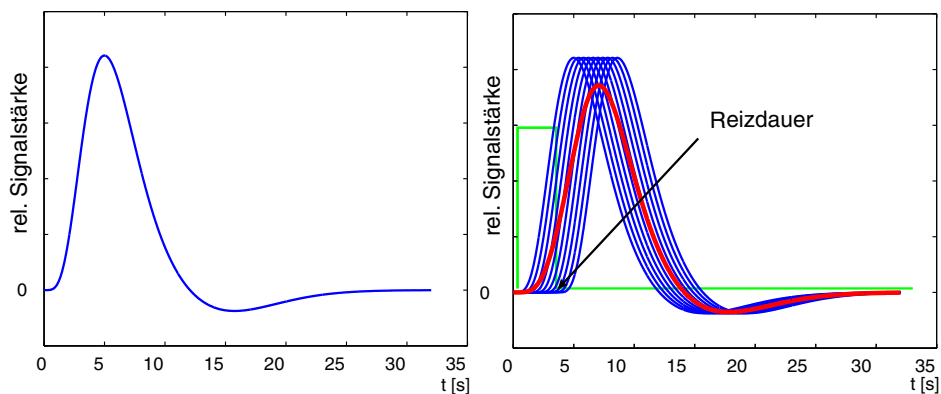


Abbildung 1.20: Schematische Darstellung des BOLD-Effektes



(a) Reaktion auf ein kurzes Ereignis

(b) Lineare Transformation bei einem Ereignis mit längerer Reizdauer

Abbildung 1.21: Schematische Darstellung der HRF

Für Aktivierungsstudien am Menschen sind kurze Untersuchungszeiten essentiell, da viele cerebralen Aufgaben innerhalb weniger Minuten Habituations-, Ermüdungs- und anderen konfundierenden Prozessen unterworfen sind. Diese kurzen Aufnahmezeiten können nur mit einer EPI-Sequenz im MRT erreicht werden.

1.5.4 Die Hämodynamische-Antwort-Funktion (HRF)

Das fMRT-Signal, ist über eine räumliche Ausdehnung von mehreren Millimeter gemittelt und einer zeitlichen Periode von einigen Sekunden. Es ist proportional zu der Messung der lokalen Aktivität in diesem Bereich. Diese Aussage bildet den zentrale Punkt des linearen Transformationsmodells, wobei sie durchaus einen komplexen Zusammenhang zwischen neuronaler Aktivität und fMRT-Signal nicht ausschließt [Hee02].

Die Abhängigkeit zwischen neuronaler Aktivität und fMRT-Signal wird vollständig durch die Hämo-

dynamische-Antwort-Funktion (HRF²⁹) beschrieben. Sie stellt die zeitlichen Änderungen des fMRT-Signals dar, die einem kurzen und lokalisierten Puls von neuronaler Aktivität folgten.

Die Abbildung 1.21(a) zeigt qualitativ den zeitlichen Verlauf der HRF. Es ist zu erkennen, dass das Maximum nach etwa 6 s erreicht wird. Der von der Theorie erwähnte „initial dip“ in den ersten zwei Sekunden entzieht sich dem zeitlichen Auflösungsvermögen des fMRT-Signals. Nach dem Maximums-Peak folgt ein Abfall der etwa den bei 6 s gespiegelten Verlauf des Anstiegs hat. Der Nulldurchgang liegt bei 10 bis 12 s in denen das Signal im weiteren Verlauf mit einem Unterschwinger auf das Ruheniveau zurück geht. Die HRF zeigt von der Form eine deutliche Ähnlichkeit mit den Aktionspotentialen innerhalb der Nervenzellen.

Wie Miller et al. zeigt, ist die lineare Superposition von mehreren HRF im visuellen und im somatomotorischen Cortex nicht exakt (vgl. Abbildung 1.21(b)) [Mil01]. Mit Zunahme der Stimulationszeit zeigt sich einer Vergrößerung der nicht linearen Effekte. In der praktischen Anwendung wird jedoch die erste Näherung des lineare Transformationsmodells als Grundlage für statistischen Analyse verwendet. Diese besagt, dass die Reizdauer durch die Superposition von einzelne HRFs modelliert werden kann.

1.5.5 Grenzen und Möglichkeiten der fMRT

Bei $3 \cdot 10^{11}$ bis 10^{12} Neuronen in menschlichen Cortex und etwa 10^{15} synaptischen Verbindungen ist davon auszugehen, dass die Aufgabe eines einzelnen Neurons niemals zu ermitteln sein wird.

Ziel der Untersuchungen im Rahmen von *Brain mapping* ist es nicht die Aktionspotentiale einzelner Neuronen oder die Änderung der Ionenkonzentrationen in einzelnen synaptischen Übergängen zu messen. Diese teilweise gut verstandenen Vorgänge führen durch Mittelung über ein bestimmtes Volumen zu makroskopischen Effekten. Diese Areale mit erhöhter neuronaler Aktivität können mit Hilfe der fMRT mit einer guten Ortsauflösung und einer zeitlichen Auflösung im Bereich von Sekunden bestimmt werden. Es handelt sich somit um die Messung von makroskopischen Effekten.

Die Messung findet beim fMRT nicht direkt sondern indirekt über die Änderungen des rCBF statt. Es wird dadurch nicht unmittelbar die Reaktion der Neuronen ermittelt, sondern die dadurch entstandenen Änderungen. Somit ist es nicht möglich zwischen einer Hemmung und einer Anregung zu unterscheiden.

Ein weiteres Problem ist, dass die Signalstärke von der anatomischen Struktur des CBF abhängig ist. Im Gegensatz zu Physiologiegegebenheiten finden die stärksten Signaländerungen in der Nähe der großen Blutgefäße und nicht in den Peripheren statt.

Die Art und Weise der Messung verursacht eine zeitliche Verzögerung, so dass nicht nur sensorische Aktivitäten, sondern auch möglich Aktivitäten aus Gebieten der höheren Verarbeitung gemessen werden können.

Das makroskopische Messverfahren ergibt eine räumliche und zeitliche Mittelung. Dadurch lassen sich kleine Signale, die über ein großes Volumen verschmiert sind, nicht von großen Signalen aus einem kleinen Volumen unterscheiden.

Logothetis et al. erörterte die Frage, was genau mit fMRT gemessen wird und zeigt, dass der BOLD Kontrast direkt die durch einen Reiz hervorgerufene neuronale Antwort widerspiegelt³⁰ [Log01].

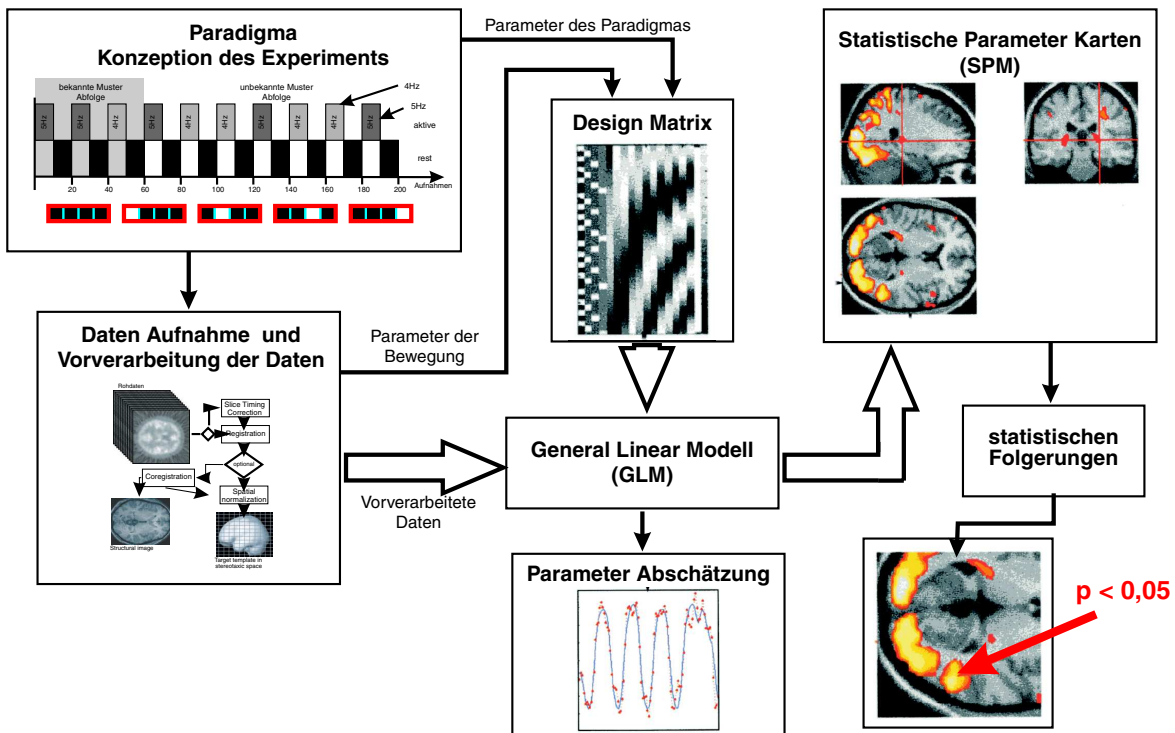


Abbildung 1.22: Überblick über den kompletten Ablauf der Analyse eines fMRT Experimentes. Die Bilder des Paradigma und der Vorverarbeitung finden sich in den Abbildungen 4.3(b) bzw. 1.23 mit voller Auflösung. Teile der Grafik sind entnommen aus [Fri97].

1.6 Verwendetes Programm zur Analyse der MRT-Daten

Die in dieser Arbeit gemachten Untersuchungen mit fMRT sind ausschließlich mit dem Programm *Statistical Parametric Mapping* (SPM) analysiert worden [SF04]. Dieses 1991 im *Institut of Neurology* in London für die statistische Analyse der Daten von PET-Untersuchungen von Karl Friston entwickelte Programm wird von der Forschungsgemeinschaft kontinuierlich weiterentwickelt [Lue89, Fri90, Fri91].

Während der Entstehung der Arbeit lagen die Version SPM99 und die aktualisierte Fassung SPM2 vor. Die SPM Software ist eine Sammlung von Matlab³¹ Funktionen und Unterprogrammen. Es liegt im Quellcode vor und kann sowohl MRT Rohdaten vorverarbeiten (Kapitel 1.7) als auch die gewonnenen Daten mit umfangreichen statistischen Werkzeugen weiter verarbeiten (Kapitel 1.8). SPM behandelt die MRT-Zeitserien voxelbasiert und zählt zu dem Standardanalysewerkzeug für fMRT sowie PET Untersuchungen in den Neurowissenschaften.

In dieser Arbeit wurde zusätzlich zu dieses Programmpaket, angepasste bzw. erweiterte Matlab-Skripte sowie Erweiterungen, die von der SPM-Gemeinschaft zur Verfügung gestellt wurden und entsprechend referiert sind, verwendet.

SPM ist nicht das einzigste Programmpaket zur Analyse von MRT Zeitserien. Durch die lange Einarbeitungszeit in die einzelnen Analysetools sind die möglichen freien verfügbaren Alternativen wie

²⁹engl.: hemodynamik response function

³⁰„The BOLD contrast mechanism directly reflects the neural response elicited by a stimulus“ [Log01]

³¹Matlab ist eine Hochsprache für mathematische und technische Berechnungen sowie ein Analyse Werkzeug. Weitere Beschreibung <http://www.mathworks.de/>.

AFNI³², FSL³³, MRICro³⁴ oder ImageJ³⁵ nicht getestet worden.

Der Ablauf einer Datenanalyse in SPM ist in der Abbildung 1.22 schematisch dargestellt. Die Analyse gliedert sich in Datenvorverarbeitung, Modellierung und statistische Auswertung der Resultat. Im Folgenden werden die einzelnen Verarbeitungsschritte detailliert beschrieben.

1.7 Vorverarbeitung von MRT Zeitserien

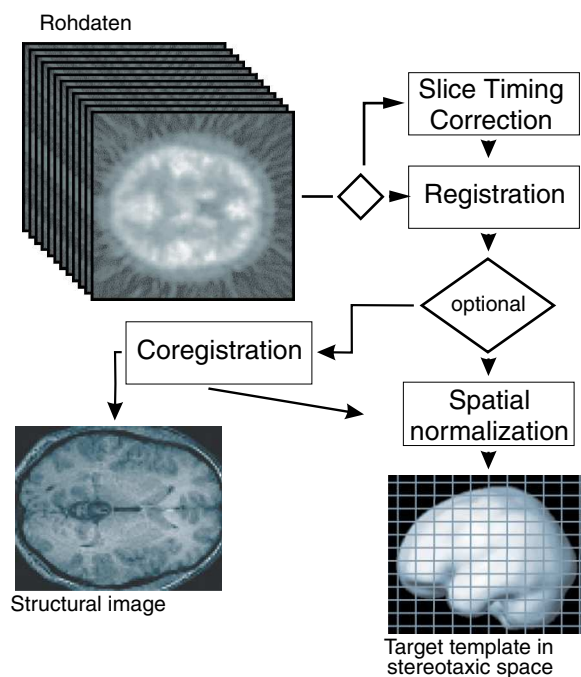


Abbildung 1.23: Verarbeitungsschritte innerhalb der SPM-Software (angelehnt an [Bre02]).

Die EPI-Aufnahmen des MRT müssen vor der statistischen Auswertung vorverarbeitet werden (vgl. Abbildung 1.23). Die in SPM implementierte Vorverarbeitung besteht aus:

slice timing correction Der Korrektur der Zeitverschiebung zwischen den Scheiben einer Aufnahme bei ereignisbezogenen Designs³⁶. In SPM mit `Slice timing` bezeichnet.

realignment Der Bereinigung der Bewegungen während der Aufnahme. In SPM mit `Realign` bezeichnet

normalisation Dem optionalen Normalisieren auf einen standardisierten Cortex. In SPM mit `Normalize` bezeichnet.

smoothing Die Glättung der Daten. In SPM mit `Smooth` bezeichnet.

³²<http://afni.nimh.nih.gov/afni>

³³<http://www.fmrib.ox.ac.uk/fsl/>

³⁴www.psychology.nottingham.ac.uk/staff/crl/mricro.html

³⁵<http://rsb.info.nih.gov/ij/>

³⁶engl.: event related

1.7.1 Interpolation der Zeitverschiebung zwischen den Scheiben einer Aufnahme

Bei der fMRT werden mit einer hohen zeitlichen Auflösung von etwa 2 bis 4 Aufnahmen/s und räumlichen Auflösung von $64 \times 64 \times 30$ Voxel Aufnahmen des Cortex gemacht. Pro Aufnahme werden immer mehrere dünne Scheiben nacheinander aufgenommen. Die Erhöhung der Zahl der Scheibe bewirkt ein proportionales Ansteigen von TR . Dies bedeutet, dass der zeitliche Versatz zwischen der Aufnahme der ersten und der letzten Scheibe größer wird. Die bei SPM verwendeten Algorithmen gehen bei der Analyse der Daten davon aus, dass das Aufzeichnen aller Voxel einer Aufnahme simultan erfolgt.

Bei experimentellen Paradigmen wie z.B. ein *box-car*-Designs mit einer im Vergleich zur TR relativ lange aktiven Phase hat diese zeitliche Versatz keine signifikanten Auswirkungen. Im Vergleich dazu ist bei einem ereignisbezogenen Design die Dauer der aktiven Phase in der Größenordnung von TR und sollte korrigiert werden. Eine Korrektur dieser temporalen Effekte lässt eine Verstärkung der statistischen Aussagekraft der Daten erwarten [Hen99].

Die Interpolation der zeitliche Verschiebung wird erzielt, in dem die Fouriertransformierte der Zeitserie eines Voxel mit einem Phasenfaktor multipliziert wird. Der Phasenfaktor berechnet sich aus der zeitlichen Verschiebung der Scheibe zu der mittleren Scheibe der Aufnahme. Er ist so berechnet, dass die Verschiebungen innerhalb der Nyquist Frequenz von $f_{Ny} = 1/2TR$ bleiben. Bei der Rücktransformation durch eine inverse Fouriertransformation wird somit gewährleistet, dass keine Informationen hinzugefügt werden. Im Zeitraum bildet die angewendete Operation eine Faltung der Zeitserie mit einer um die Zeitverschiebung verschobenen Sinc-Funktion.

Ein Nachteil dieses Verfahres ist die Beschränkung des Frequenzbandes unter die Nyquist Frequenz. Bei kurzen Ereignissen muss die Interstimuluszeit größer als $1/f_{Ny}$ sein, damit es zu keinen Verlusten bei der experimentelle Aussagekraft kommt [Git98].

1.7.2 Bewegungskorrekturen von Kernspintomographischen-Aufnahmen

Ein durchschnittliches fMRT Experiment benötigt 15 bis 60 Minuten. Durch diese lange Zeit im Kernspintomographen sind Bewegungen des Probanden, ob zufällige oder zum Stimulus korrelierte, unvermeidlich. Diese Bewegungen führen bei der Auswertung zu einer Reduzierung des Signal-Rausch-Verhältnis und machen die Ermittlung der Aktivität schwieriger. Korrelierte Bewegungen können zu unerwünschter zusätzlichen Aktivität führen, die nicht mehr von der physiologischen zu unterscheiden ist. Erst wenn diese durch die Bewegung verursachten Artefakte eliminiert sind, ist eine sichere Interpretation der Daten gewährleistet.

Der in SPM implementierte Algorithmus wählt aus der Zeitserie eine Aufnahme aus, auf die alle anderen Aufnahmen ausgerichtet (*registert*) werden. Bei der Abbildung handelt es sich um eine formerhaltende affine Transformation³⁷, die das Koordinatensystem von der auszurichtenden Aufnahmen $\mathbf{f}(x_1, x_2, x_3)$ in das Koordinatensystem der ausgewählten Aufnahme $\mathbf{g}(x'_1, x'_2, x'_3)$ transformiert. Die formerhaltende Transformation ist ein Spezialfall der linearen affinen Transformation und wird beschrieben durch Gl. 1.30.

$$\begin{aligned} x'_1 &= m_{11}x_1 + m_{12}x_2 + m_{13}x_3 + m_{14} \\ x'_2 &= m_{21}x_1 + m_{22}x_2 + m_{23}x_3 + m_{24} \\ x'_3 &= m_{31}x_1 + m_{32}x_2 + m_{33}x_3 + m_{34} \end{aligned} \tag{1.30}$$

³⁷engl.: rigid body transformation

$$\begin{pmatrix} x'_1 \\ x'_2 \\ x'_3 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (1.31)$$

Mit \mathbf{M} als affine Transformationsmatrix aus Gl. 1.31 kann die Gleichung 1.30 als Matrixmultiplikation geschrieben werden (Gl. 1.32).

$$\vec{x}' = \mathbf{M}\vec{x} \quad (1.32)$$

Bei der formerhaltenden Transformation faktorisiert M in $M = T \cdot R$, wobei T die Translation und $R = R_{\text{pitch}} \cdot R_{\text{roll}} R_{\text{yaw}}$ die drei Rotationen beschreibt. Wie sich zeigen lässt, wird die formerhaltende Transformation vollständig durch 6 Parameter (drei für die Rotation und drei für die Translation) beschrieben. Die Berechnung dieser Parameter findet während des *realignment* statt, in dem der Term e in Gl. 1.33 minimiert wird.

$$e = \sum_i (f(M\vec{x}_i) - q_7 g(\vec{x}_i))^2 \quad (1.33)$$

Der Parameter q_7 dient der globalen Skalierung der Intensität des Referenzbildes. Die Abbildung 1.24(a) zeigt den typischen Verlauf der Translation und Rotation während eines Experimentes mit 200 Aufnahmen, die in diesem Fall 780 s entsprechen.

Bei der Anwendung der Transformation ist es wegen der digitalen Darstellung notwendig, die Voxel auf die entsprechende Gitterstruktur zu interpolieren. Dies wird in der Regel mit einem Sinc-Filter erreicht, der die Gitterpunkte entsprechend ihres Abstandes gewichtet (vgl. Abbildung 1.24(b)).

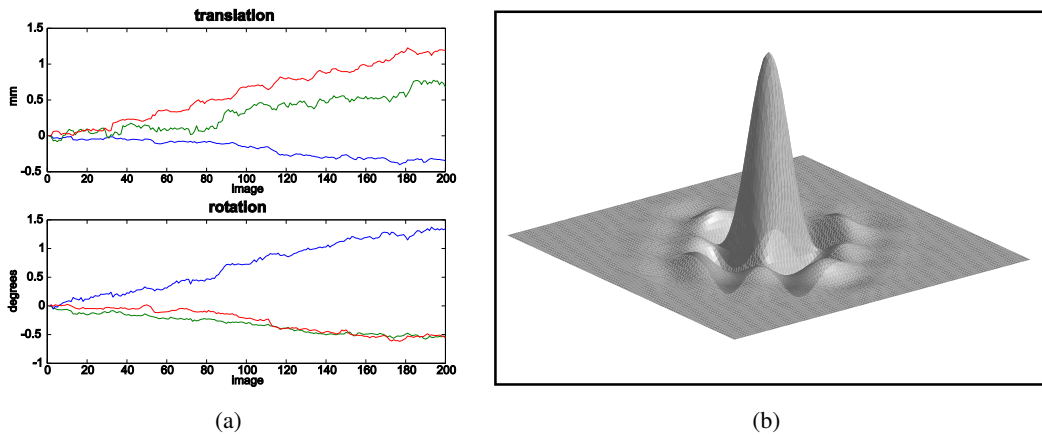


Abbildung 1.24: 1.24(a) Typischer Verlauf der Bewegung innerhalb einer Serie mit 200 Aufnahmen. 1.24(b) Beispiel eines Sinc-Filters in zwei Dimensionen mit angewendetem Hanning-Fenster (aus [Ash00])

Für einen modalitätsübergreifenden Vergleich müssen Aufnahmen aus unterschiedlichen Aufnahme-Modalitäten (z.B. Epi, T2*, T1, PET, ...) in ein vergleichbares Koordinatensystem überführt werden. Dieses Ausrichten von Aufnahmen wird als *co-registration* bezeichnet und wird auch bei der Darstellung von Aktivität anhand einer höher aufgelöste T2*-Aufnahme verwendet.

Wie beim intramodalitären Ausrichten der Aufnahmen gilt es wieder die Transformationsmatrix zur formerhaltenden Abbildung der Aufnahme f an die Referenzabbildung g zu finden. Da die Aufnahmen nicht direkt verglichen werden können, findet das Ausrichten in mehreren Schritten statt. Als erstes werden die Transformationsmatrizen (M_{ft} und M_{gt}) für die Abbildung auf die Referenzvorlagen³⁸ t_f und t_g bestimmt. Die Abbildung eines Voxel in g auf den entsprechenden Voxel in f ergibt

³⁸engl.: templates

sich durch das Anwenden von $M_f^{-1} \cdot M_{ft} \cdot M_{gt}^{-1} \cdot M_g$. Diese Abbildungen sind nicht formerhaltend, aber die Matrix M_{ft} und M_{gt} können in eine formerhaltenden M_{fr} und einen skalierenden Teil M_s faktorisiert werden. Es gilt $M_{ft} = M_{fr}M_s$ und entsprechend für die Aufnahme g $M_{gt} = M_{gr}M_s$, wobei davon ausgegangen wird, dass M_s für beide Abbildungen gleich ist. Die Transformation läßt sich damit in der Form Gl. 1.34 schreiben und ist formerhaltend.

$$M = M_f^{-1} \cdot M_{fr} \cdot M_s \cdot M_s^{-1} \cdot M_{gr}^{-1} \cdot M_g \quad (1.34)$$

Diese Transformationsmatrix läßt sich mit 18 Parametern parametrisieren, die durch Minimierung der quadratischen Abweichung zwischen Aufnahme und Vorlage bestimmt werden. Die so gewonnenen affinen Transformationsmatrizen werden in einem zweiten Schritt auf die segmentierten Wahrscheinlichkeitsbilder angewendet. Innerhalb jeder MRT-Aufnahmen läßt sich zwischen grauer Substanz, weiße Hirnsubstanz und Zerebrospinalflüssigkeit³⁹ von allem weiteren⁴⁰ unterscheiden [Kie97].

In den Wahrscheinlichkeitsbildern wird, mit einem Zahlenwert zwischen 0..1 für jedes Voxel die Wahrscheinlichkeit angegeben, dass dieses Voxel Element aus einer der ersten drei Gruppen ist. Diese Wahrscheinlichkeitsbilder werden in einem dritten Schritt verwendet, um die Abschätzung für die im ersten Schritt gefundenen Parameter der formerhaltenden Transformation zu optimieren. Nach der *co-registration* ist es nun möglich zu jedem Voxel \vec{x} in der Aufnahme g den entsprechenden Voxel $M \cdot \vec{x}$ in der anderen Aufnahmen zu bestimmen.

1.7.3 Normalisierung

In einer kompletten Studie ist eine probandenübergreifende Analyse unerlässlich. Zum Vergleich der Lage der Aktivitäten müssen die Koordinatensysteme der einzelnen Probanden gleichartig sein. Dieses Anpassen der Daten wird als Normalisierung bezeichnet und findet optional vor der statistischen Analyse statt. Es ist alternativ auch möglich die Orte der Aktivitäten zwischen mehreren Probanden zu vergleichen in dem Zentren der Aktivität durch visuelle Bestimmung anhand von anatomischen Merkmalen beschrieben werden.

Durch verschiedene Transformationsschritte werden die individuellen Rohdaten nach der *slice timing correction* und nach dem *realinment* an ein Standardgehirn, das als Referenzvorlage dient, angepasst (normiert). Das kennzeichenbasierte⁴¹ Anpassen der Daten anhand von charakteristischen und markanten Punkten innerhalb des Cortex läßt sich nicht vollständig automatisieren und verlässlich reproduzieren [Fri95]. Aus diesem Grund werden die Daten hauptsächlich mit einer Methode normalisiert, die nicht kennzeichenbasiert ist.

Bei der nicht kennzeichenbasierten Methode wird, wie bei der Bewegungskorrektur, die Transformation zwischen den Aufnahmen und dem Referenzbild gesucht. Da es sich hierbei um einen probandenübergreifenden Vergleich handelt, ist es nicht möglich, allein an Hand von linearen d.h. affinen Transformationen eine zufriedenstellende Anpassung der Daten zu erhalten. Die Größe und die Form des Gehirns variiert zwischen den Individuen so stark, dass nicht lineare Transformationen notwendig werden.

Die in der Software implementierte Normalisierung einer Zeitserie verläuft in zwei Schritten. Zunächst wird aus der Referenzaufnahme des *realignments* die 12 Parameter einer affinen Transformation zwischen dieser und der Referenzvorlage ermittelt. Die Parameter beinhalten die 6 Parameter

³⁹engl.: cerebrospinal fluid

⁴⁰engl.: everything else

⁴¹engl.: label based

der formerhaltenden Transformation. Sie sind mit drei Parametern für das Zoomen und drei für das Scheren ergänzt.

Die optimale Anpassung besonders von kleinen lokalen Variationen, wird in einem zweiten Schritt durch Anwendung von einer nicht linearen Transformationen erreicht. Die Grundlage der Transformation bildet die Linearkombination von Basisfunktionen, die durch dreidimensionale diskrete Cosinusfunktionen beschrieben werden können, diese beschreibt die Deformation des individuellen Cortex im Verhältnis zur Referenzvorlage anhand von 1176 Parametern. Die Parameter werden bestimmt durch Minimieren der quadratischen Abweichungen zwischen Aufnahme und Referenzvorlage sowie einem Membranmodell, dessen Membranenergie des Deformationsfeldes zu minimieren ist, für die Grenzflächen innerhalb des Cortex [Com99].

Als Referenzvorlage diente lange Zeit der Talairach-Cortex [Tal88] und ist heute vom MNI-Cortex ersetzt worden[Fri95]. Die Referenz des Montreal Neurological Institute (MNI) ist als Mittelwert aus 241 Cortices, die manuell anhand von Landmarks auf das von Talairach vorgegebene Koordinatensystem angepasst wurden. Ein Cortex, der auf diesen mit der Kennung MNI305 bezeichnete Cortex normalisiert wurde, ist als Referenzvorlage in SPM Seit der Ausgabe 96 implementiert.

Die somit normalisierten Daten entsprechen zwar größtenteils dem Talairach-Cortex, sind aber nicht identisch. Besonders im Temporallappen unterscheiden sich die beiden Cortices um mehr als 10 mm [Bre02]. So dass es für einen direkten Vergleich wichtig ist, die gefundene Aktivität jeweils auf das individuelle Gehirn abzubilden.

1.7.4 Glätten

Die statistische Theorie von SPM basiert auf der Annahme, dass die Daten die Charakteristik eines zufälligen gaußschen Feldes (RF⁴²) haben. Um dies zu erreichen ist es notwendig, inter-individuelle Variabilität einzelner Voxel, die auch aus Interpolationsfehler der anderen Vorverarbeitungsschritte entstanden sein können, zu glätten. Ein Glätten der Daten trägt zudem auch zu einer Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses bei. Beim Glätten werden Schwankungen einzelner Voxel gewichtet und über die Voxel in der unmittelbaren Nachbarschaft verteilt. In SPM werden die Daten mit einem Gauß-Filter geglättet⁴³, dessen gaußscher Kern die zwei- bis dreifachen Voxelgröße (FWHM⁴⁴ = 2·Voxelgröße) besitzt.

1.8 Statistische Analyse von funktionellen Zeitserien

Nach der Vorverarbeitung der Daten wird anhand einer an das Problem angepassten Design-Matrix versucht die Zeitserie mit dem General-Linear-Model zu modellieren. Als Resultat werden die statistischen Parameterkarten berechnet. Mit geeigneten statistischen Methoden ist es damit möglich die Wahrscheinlichkeit (p) zu bestimmen mit der ein Voxel bei einer bestimmten Aufgabe als aktiv gekennzeichnet wird.

1.8.1 Das General Linear Model

Das General Linear Model (GLM) ist die Verallgemeinerung der bekannten linearen Regressions-Analyse auf mehrere Funktionen. Es werden die Koeffizienten β_l ⁴⁵ gesucht mit denen der zeitliche

⁴²engl.: random field

⁴³smoothing

⁴⁴engl.: full width at half maximum

⁴⁵Mit großen Buchstaben wird die Anzahl, während mit kleinen Buchstaben die Laufvariable bezeichnet wird. Es ergibt sich Zahl der Basisfunktionen $l = 0 \dots L$, Zahl der Aufnahmen $n = 1 \dots N$ und Zahl der Voxel $j = 1 \dots J$.

Verlauf einer Observablen am besten durch lineare Approximation mit den bekannten Funktionen $f^l(t)$ beschrieben werden kann. Die L Basisfunktionen $f^l(t_n)$ werden so gewählt, dass sie den Raum von möglichen fMRT Antworten vollständig aufspannen.

Bezogen auf fMRT -Experimente bedeutet das, dass jedes der Voxel y_j N Observablen hat ($y_{j1} \dots y_{jN}$) und die Zeit t_n diskret ist. Wenn jedes Voxel auf seinen Mittelwert korrigiert ist, sind nur noch die zeitlichen Änderungen der Voxel Inhalt der Aufnahme. Für jeden Messwert y_{jn} ergibt sich die Gleichung 1.35, wobei der Restwert r_{jn} die Abweichung des Messwertes von der Approximation ist.

$$y_{jn} = f^1(t_n) \beta_{j1} + \dots + f^l(t_n) \beta_{jl} + \dots + f^L(t_n) \beta_{jL} + r_{jn} \quad (1.35)$$

Für den zeitlichen Verlauf von y_j ergibt sich in Matrixschreibweise die Gl. 1.36, wobei \vec{y}_j sowie der Restwert-Vektor \vec{r}_j die Länge N haben und Vektor $\vec{\beta}$ die Länge L . Die Matrix F in Gl. 1.37 hat die Größe $N \times L$ und wird Design-Matrix genannt.

$$\vec{y}_j = F \cdot \vec{\beta}_j + \vec{r}_j \quad \text{mit } F \text{ aus Gl. 1.37} \quad (1.36)$$

$$F = \begin{pmatrix} f^1(t_1) & \dots & f^l(t_1) & \dots & f^L(t_1) \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f^1(t_n) & \dots & f^l(t_n) & \dots & f^L(t_n) \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f^1(t_N) & \dots & f^l(t_N) & \dots & f^L(t_N) \end{pmatrix} \quad (1.37)$$

Bei der Betrachtung eines Voxel (y_{jn}) ist zu erkennen, dass das Gleichungssystem für $\vec{\beta}^{46}$ überbestimmt ist, wenn die Zahl der Basisfunktionen wesentlich kleiner als die Zahl der Observablen ist, was in der Regel immer der Fall ist. Die unbekannten Koeffizienten β_l werden so bestimmt, dass die Fehlerquadratsumme Gl. 1.38 minimal wird.

$$S = (\vec{r}_j)^T (\vec{r}_j) = (\vec{y}_j - F \cdot \vec{\beta}_j)^T (\vec{y}_j - F \cdot \vec{\beta}_j) = \min \quad (1.38)$$

Dies wird erreicht durch partielle Differenzierung der Gl. 1.38 nach den Parametern β_l , welches die Gl. 1.39 ergibt.

$$\frac{\partial S}{\partial \beta_l} = 2 \cdot \sum_{n=1}^N -f^l(t_n) (Y_n - f^1(t_n) \beta_1 - \dots - f^L(t_n) \beta_L) = 0 \quad \forall \beta_l \quad (1.39)$$

Es ist zu erkennen, dass die Gl. 1.39 der l-ten Zeile von Gl. 1.40 entspricht.

$$F^T \vec{y} - (F^T F) \vec{\beta} = 0 \quad (1.40)$$

Wenn F eine Matrix mit vollem Rang ist, gibt es die Inverse $(F^T F)^{-1}$. Es ergibt sich somit Gl. 1.41 als Lösung für die unbekannten Parameter $\vec{\beta}$.

$$S = F^T \vec{r} = F^T \cdot F \cdot \vec{\beta} - \vec{y} \quad \text{oder} \quad F^T \cdot F \cdot \vec{\beta} = F^T \vec{y} \quad (1.41)$$

Durch Aneinanderfügen der einzelnen Voxel zu einem großen Vektor der Länge $N \cdot J$ und Vergrößerung der Designmatrix F wie in Gl. 1.42 angegeben zu X , erhält man für β eine Matrix ($L \times J$) mit

⁴⁶Der Voxelindex j wird zur Übersichtlichkeit ab sofort weggelassen.

ebensoviel Zeilen, wie freie Parameter im Modell und ebensoviel Spalten wie Voxel.

$$X = \begin{pmatrix} F \\ \vdots \\ F \end{pmatrix} \quad \text{und} \quad \vec{Y} = \begin{pmatrix} y_{11} \\ \vdots \\ y_{1N} \\ y_{21} \\ \vdots \\ y_{JN} \end{pmatrix} \quad (1.42)$$

Die allgemeine Lösung für β ergibt sich aus der Lösung der Gl. 1.43. In SPM99 wird für jeden der j Parameter β_j ein Datei⁴⁷ angelegt.

$$\vec{\beta} = (X^T X)^{-1} X^T \vec{Y} \quad (1.43)$$

1.8.2 Auswahl der Areale mit erhöhter neuronaler Aktivität anhand der t-Statistik

Aus den Parametern des GLM ergeben sich nun die sogenannten statistischen Parameter-Karten⁴⁸). Es müssen anhand von statistischen Kriterien Cluster ausgewählt werden, die als aktiv bezeichnet werden können.

Bei der Analyse der Daten wird davon ausgegangen, dass die Schwankungen eines Voxel unabhängig und normalverteilt über die Zeit ist.

Aussagen über die statistische Wahrscheinlichkeit, dass zeitlichen Schwankungen eines Voxels innerhalb der Normalverteilung liegen, können nur unter der Berücksichtigung der Verteilung der Voxelwerte nach Student (t-Verteilung) vorgenommen werden. Eine Verteilung nach Student findet dann Verwendung, wenn wie bei einem fMRT-Experiment die Anzahl der Observablen klein ist und die Standardabweichung σ der Normalverteilung unbekannt ist. Die Anzahl der Observablen pro Voxel ist gleich der Anzahl der Aufnahmen innerhalb eines Experimentes und somit von der Größenordnung 10^2 .

Aufgrund der geringen Zahl von Beobachtungen und der Unkenntnis der Standardabweichung σ der Normalverteilung, muss bei der Angabe der Wahrscheinlichkeiten nicht die Normalverteilung sondern die Verteilung nach Student (t-Verteilung) herangezogen werden. Die t-Verteilung hat wie die Normal-Verteilung die typische Glockenform (vgl. Abbildung 1.25) verläuft aber flacher und breiter. Wodurch eine größere Abweichung vom Mittelwert wahrscheinlicher ist. Die Anzahl der Freiheitsgrade ist die Zahl der unabhängigen Variablen. Bei der Datenanalyse mit SPM ist die Zahl der Freiheitsgrade $v = N - a$, wobei a die Zahl der abhängigen Parameter wie Atmung, Herzschlag Bewegungen etc. ist. Die Zahl der Freiheitsgrade ist somit gleich dem Rang der Design-Matrix (1.44).

$$v = Rg(\mathbf{X}) \quad (1.44)$$

Der Wert t (Gl. 1.45) gibt an inwieweit sich die die gegebene Verteilung von der t-Verteilung unterscheidet.

$$t = \frac{\bar{x} - \mu}{s/\sqrt{n}} \quad \text{mit} \quad s = \sqrt{\frac{\sum (x - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (1.45)$$

Bei SPM wird einfach ausgedrückt analysiert mit welcher Wahrscheinlichkeit (p) einzelne Voxel bzw. Gruppen von Voxeln normal unter Berücksichtigung der t-Verteilung um einen bestimmten Parameter β_l verteilt sind.

⁴⁷Die Bezeichnung ist 'beta_000j.img'.

⁴⁸engl.: statistical parameter maps

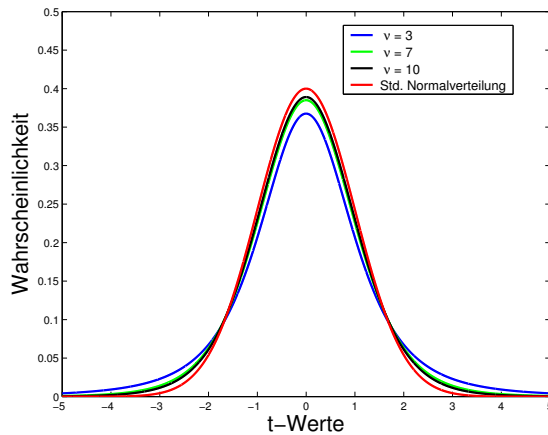


Abbildung 1.25: Wahrscheinlichkeitsdichte der Normalverteilung und der t-Verteilung bei gleicher Varianz und unterschiedlichen Freiheitsgraden (v). Es ist zu erkennen, dass die t-Verteilung im Limes $v \rightarrow \infty$ in die Standardnormalverteilung über geht.

Es ist zu zeigen, dass jedes Voxel normalverteilt um den Mittelwert von $\bar{\beta}$ ist ($N(\bar{\beta}, \sigma)$). Durch die Wahl eines Kontrast-Vektors \vec{c} mit der Länge L (Zahl der Basisfunktionen) kann eine bestimmte oder eine Gruppe von Basisfunktionen hervorgehoben werden. SPM bestimmt für jedes Voxel den t-Wert der Verteilung $N(\vec{c}^T \bar{\beta}, \sigma)$ und speichert diesen in der Datei `spmT_000i.img` ab, der Index i ergibt sich aus dem voreingestellte Kontrast.

1.9 Korrektur der Wahrscheinlichkeit p

Wie in Kapitel 1.8.2 beschrieben, wird bei der Auswertung von neuronalen Experimenten mit funktioneller neuronaler Bildgebung die statistische Wahrscheinlichkeit für jeden Voxel unabhängig berechnet. Die typischen Auflösung der Aufnahmen von $64 \times 64 \times 30$ bei einem Experiment ergibt $1,23 \cdot 10^5$ Voxel und somit genauso viele statistische Erwartungswerte. Die Festlegung des Grenzwertes für einen statistischen Effekt mit der Wahrscheinlichkeit $p = 0,05$ entspräche $5 \cdot 10^3$ Voxel, die als falsche positive Signal⁴⁹ angezeigt werden.

Ein falsches positives Signal bezeichnet eine Region, die unter der Annahme der Nullhypothese als aktiv gekennzeichnet ist, obwohl in Wirklichkeit die Nullhypothese zutrifft. Die Nullhypothese H_0 ist in diesem Fall, dass kein Zusammenhang zwischen der Zeitserie und der Modelmatrix besteht. Diese Fehler werden auch als Fehler 1. Art bezeichnet.

Fehler 2. Art erzeugen falsche negative Signale⁵⁰, die bedeuten, dass die Nullhypothese akzeptiert wird, obwohl diese falsch ist [Kru03].

Die falschen positiven Signale sind bei vollständig unabhängigen und normalverteilten Observable statistisch verteilt. Bei den untersuchten fMRT Aufnahmen haben durch die Aufnahmetechnik, die anatomische Struktur und das Glätten der Daten die Variationen der Voxel eine räumliche Autokorrelation. Zudem ist wie in Darstellung 1.26 ersichtlich das Grauwertspektrum der Voxel nicht vollständig normalverteilt.

Bei der Festlegung des Grenzwertes für die Bestimmung der aktiven Voxel gibt es unterschiedliche Korrekturen, um Fehler erster und zweiter Art zu minimieren. Diese Korrekturen werden immer dann verwendet, wenn die Lokalisierung der Aktivität innerhalb des Cortex von Bedeutung ist. Untersuchungen die darauf ausgerichtet sind, Variationen und Veränderungen der Aktivierung innerhalb einer Region im Cortex zu untersuchen können darauf verzichten. Bei diesen Untersuchungen ist davon auszugehen, dass eine gleichmäßigen Verteilung der falschen positiven Signale auch auf den

⁴⁹engl.: false positives

⁵⁰engl.: false negatives

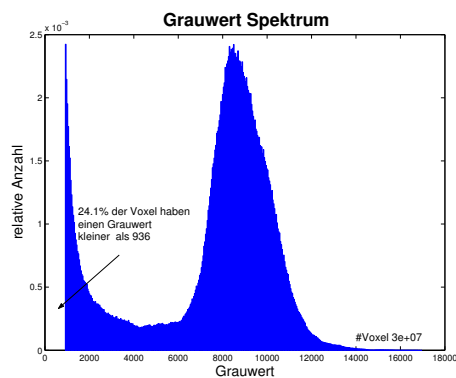


Abbildung 1.26: Grauwertspektrum einer Zeitserie aus 382 Aufnahmen mit einer Auflösung von $64 \times 64 \times 20$.

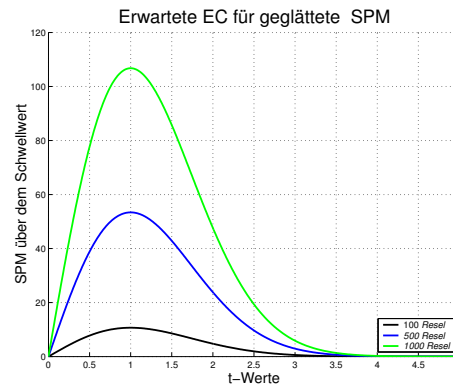


Abbildung 1.27: Erwartete EC bei gegebenen Anzahl von *Resel*

nicht betrachteten Areale vorliegen. Zur Identifikation werden bei SPM diese Ergebnisse mit einem $p_{\text{uncorrected}}$ bzw. p_{corr} gekennzeichnet.

Bei Experimenten die darauf zielen den Ort der Aktivierung zu bestimmen ist es notwendig, die Fehler zu korrigieren oder zu quantifizieren. Das Problem, dass mehrere Tests nicht unabhängig von einander sondern auf derselben Stichprobe beruhen, wird in der statistischen Literatur als das Problem des Mehrfachvergleiches behandelt. Für deren Korrektur gibt es in der neuronalen Bildgebung zwei Ansätze. Erstens die Bestimmung der gleichartigen Fehler (FWE⁵¹) und zweitens die Bestimmung der Rate der falsch Erkannten (FDR⁵²). In beiden Fällen wird der p-Wert um einen entsprechenden Wert korrigiert.

Die Korrektur der Fehler wird im folgende Ausführlich besprochen da diese in keiner Literatur zusammenhängend detailliert beschrieben wird.

FWD

Die FWE bildet einen Kompromiss aus der Bonferroni-Korrektur und der Korrektur aus der *Random Field Theory*. Die Bonferroni-Korrektur findet dann Verwendung, wenn auf demselben Datensatz mit unterschiedlichen Statistiken unter Ausschluss der Nullhypothese versucht wird unterschiedliche Fragestellungen zu beantworten. Gegeben seien n Tests mit der Wahrscheinlichkeiten T_i unter der Hypothese H_i mit $(1 \leq i \leq n)$ und der Nullhypothese H_0 . Die Wahrscheinlichkeit (α), dass alle T_i unter der Nullhypothese bestehen ist gegeben durch die Gleichung 1.46. Für die Erfüllung einer Hypothese entsprechend Gleichung 1.47 der zweiten Bonferroni-Ungleichung.

$$P(\text{alle } T_i \mid H_0) \leq \frac{\alpha}{n} \quad (1.46)$$

$$P(\text{mindestens ein } T_i \mid H_0) \leq \alpha \quad (1.47)$$

Die Zahl n bezeichnet die Anzahl der Voxel pro Aufnahme und ist beim fMRT in der Größenordnung von 10^5 somit sehr groß. Eine Korrektur von p nach Bonferroni ergäbe $p_{\text{corr}} = p_{\text{uncorrected}}/n$. Es zeigt sich, dass durch eine Bonferroni-Korrektur sehr stark statistische Fehler erster Art ausgegli-

⁵¹engl.: family-wise error

⁵²engl.: false discovery rate

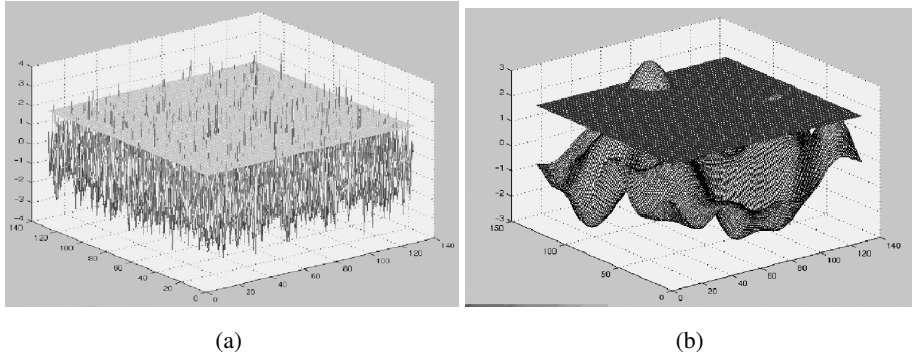


Abbildung 1.28: Beispiel der Interpretation einer statistischen Verteilung als gaußsches RF.

chen werden können, jedoch ist diese Korrektur für die statistische Auswertung von fMRT Daten zu konservativ, das bedeutet zu stark [Nic03].

Für die Berechnung einer verbesserten Korrektur werden die durch die statistische Analyse gefundenen SPMs als ein kontinuierliches RF betrachtet (vgl. Abbildung 1.28(a), 1.28(b)).

Diese von Worsley et al. [Wor96] vorgeschlagenen und in SPM99 implementierte Korrektur bestimmt die Anzahl der Auflösungselemente (*Resel*⁵³) in dem gegebenem Volumen. Die Anzahl der *Resel* in einer Aufnahme ist abhängig von Glättung und somit von der FWHM innerhalb der Aufnahme. Es ist offensichtlich, dass die Zahl der *Resel* immer kleiner als die Zahl der Voxel ist. Die Anzahl an Maxima, d.h. die Anzahl an Cluster, die über einem gegebenen Schwellwert t liegen ist bestimmbar wenn die Anzahl der *Resel* bekannt ist. Sie folgen der aus der Topologie bekannten Euler'sche Charakteristik (EC) [Wor92, Wor95].

Die Euler Charakteristik ist abhängig von der betrachteten Topologie. In einem zweidimensionalen RF wie in Abbildung 1.28(b) kann die EC nach Gleichung 1.48 berechnet werden. Die Abbildung 1.27 zeigt die EC bei verschiedener Anzahl von *Resel*. Im einem dreidimensionalen Körper ist der Zusammenhang komplexer und kann in [Wor96] nachgelesen werden.

$$EC \approx 4R \ln(2) (2\pi)^{-\frac{3}{2}} t e^{-\frac{3}{2}t^2} \quad (1.48)$$

Für die Bestimmung von p_{corr} wird der unkorrigierte p -Wert mit der EC nach Bonferroni korrigiert (Gl. 1.49).

$$p_{\text{corr}} = p_{\text{uncorr}} / EC \quad (1.49)$$

FDR

Der Ansatz fehler 1. Art mit der FDR zu korrigieren, ist neuer und in SPM erst in der Version SPM2 integriert. Diese von Genovese et al. vorgeschlagene Korrektur kompensiert den Nachteil des globalen Festsetzen des Grenzwertes bei der FWR-Korrektur [Gen02]. Da der Grenzwert bei FWR unabhängig von den Daten gewählt werden muss, ist nicht sichergestellt, dass ein für ein bestimmtes Experiment gewählter Grenzwert sich für vorherige Experimente als geeignet erwiesen hat auch in dem vorliegenden Experiment sich als günstiger erweist. Ein zu konservativ gewählter Grenzwert kann signifikant die Sensitivität des Experimentes reduzieren und somit ein Verlust an Daten bedeuten.

⁵³engl.: resolution element

Tabelle 1.6: Klassifikation von Voxel (V) bei einem Mehrfachvergleichstest (angelehnt an [Gen02]). In der letzten Spalte ergibt sich $W_a = V_{aa} + V_{ai}$, und entsprechendes gilt mit anderen Indizes für W_i , S_a und S_i .

	Statistische Auswertung		
	ausgewiesen als aktiv	ausgewiesen als inaktiv	
wahrhaftig aktiv	V_{aa}	V_{ai}	W_a
wahrhaftig inaktiv	V_{ia}	V_{ii}	W_i
	S_a	S_i	V

Bei der FDR werden die Fehler erster und zweiter Art wie in Tabelle 1.6 klassifiziert. Durch die Analyse sind nur die Zahlen S_i, S_a und V zugänglich. Die FDR ergibt sich aus der Gl. 1.50.

$$\text{FDR} = \frac{V_{ia}}{V_{ia} + V_{aa}} = \frac{V_{ia}}{S_a} \quad (1.50)$$

In Gl. 1.50 ist ersichtlich, dass die FDR nie größer als eins sein kann. Zur Korrektur der Schwellwerte für aktive Voxel mit FDR bestimmt man einen Wert $q \in 0 \dots 1$, der den Anteil der tolerierten FDR darstellt. Durch eine Abschätzung nach Bonferroni ergibt sich der Erwartungswert ($E(\text{FDR})$) für die FDR nach Gl. 1.51.

$$E(\text{FDR}) \leq \frac{W_i}{V} q \leq q \quad (1.51)$$

Für eine große Zahl an Voxel, geht das Verhältnis W_i/V gegen eins und kann somit mit 1 ersetzt werden.

Die Korrektur des Schwellwertes bestimmt sich sukzessive, indem die zu der gegebenen Verteilung der T-Werte der statistischen Analyse die entsprechenden p-Werte bestimmt werden. Die berechneten p-Werte werden der Größe nach sortiert, so dass mit $p(n)$ die Wahrscheinlichkeit das n Voxel aktiv sind, sich die Gleichung 1.52 ergibt.

$$p(1) \leq p(2) \leq \dots \leq p(V) \quad (1.52)$$

Der Wert r ist das maximale i für das die Ungleichung 1.53 erfüllt ist. Der Wert $c(V)$ bestimmt sich aus Gl. 1.54 und berücksichtigt damit, dass die Voxel nie strikt unabhängig sind. Für große V kann $c(V)$ auch mit der harmonischen Näherung $c(V) = \ln(V) + \gamma$ angenähert werden, wobei $\gamma \approx 0,5772$ die Euler'sche Konstante ist.

$$p(i) \leq \frac{i}{V} \frac{q}{c(V)} \quad (1.53)$$

$$c(V) = \sum_{i=1}^V \frac{1}{i} \quad (1.54)$$

Als aktive Cluster werden alle gekennzeichnet, deren Voxel eine Wahrscheinlichkeit kleiner als $p(r)$ haben.

In der Abbildung 1.29 ist das Verfahren veranschaulicht. Auf dem Bild 1.29(a) ist zu erkennen, dass die Verteilung der T-Werte nicht exakt einer studentschen Verteilung mit der gegebenen Häufigkeitsverteilung entspricht. In der Abbildung 1.29(b) ist die Kurve der geordneten p-Werte blau dargestellt. Die grüne Kurve kennzeichnet einen angenommenen linearen Verlauf mit einer Gewichtung aller p-Werte mit eins. Schwarz kennzeichnet den Verlauf der p-Werte mit einer Steigung von 0,05. Es ist zu erkennen, dass der rot eingezeichnete Schwellwert für die p-Wert Korrektur nach FDR weniger Voxel als aktiv gekennzeichnet werden.

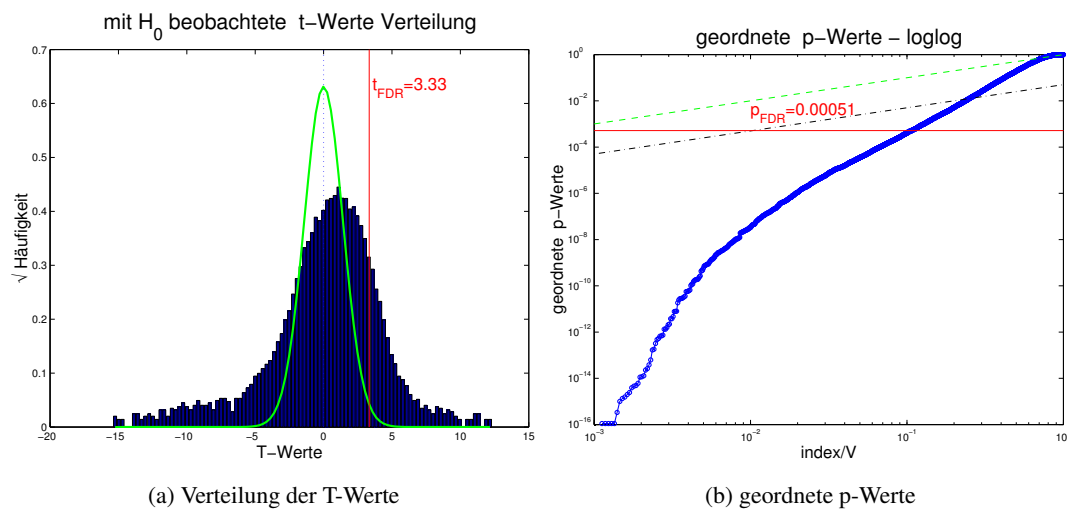


Abbildung 1.29: Funktionsweise des FDR Algorithmus. Die Daten stammen aus dem im Kapitel 4.2.2 beschriebenen Experiment am rechten Zeigefinger.

Kapitel 2

Substitution von visuellen Informationen durch taktile/haptische Ausgabegeräte

Dieses Kapitel beinhaltet eine Zusammenfassung der bestehenden Strategien bei der Entwicklung von taktilen Hilfssystemen für Blinde und Sehbehinderte, die als Taktile-Sehersatz-Systeme dienen können. Es werden sowohl Systeme, die statische Informationen wie Schrift und Grafiken darstellen können als auch Systeme, die dynamische Informationen, wie bewegte Bilder einer Kamera zeigen, vorgestellt. Die Einteilung der Geräte anhand der verwendeten Strategien klassifiziert die Geräte sinnvoll. Im zweiten Teil dieses Kapitels werden, die im Rahmen dieser Promotion in Heidelberg weiter entwickelten, taktilen Ausgabegeräte vorgestellt und die damit gewonnenen Erkenntnisse dargestellt.

2.1 Taktile Sehersatzsysteme (TVSS)

In Deutschland leben etwa 155 000 blinde Menschen (weltweit ca. 40 Millionen) und etwa eine halbe Millionen Sehbehinderte [Nic96]. Der Verlust oder das Fehlen des Sehsinnes führt zu einer starken Einschränkung in den Möglichkeiten der Informationsaufnahme.

Die Welt ist größtenteils eine Welt der Sehenden und somit werden die meisten Informationen für die visuelle Informationsaufnahme optimiert dargestellt. Dabei findet nicht nur die Informationsübertragung von bewegten Bildern, sondern auch der klassische Wege der Informationsverarbeitung, mit Büchern und Zeitschriften, über den visuellen Sinneskanal statt. Verschiedene Methoden der Informationsübermittlung für blinde Menschen wurden entwickelt, wobei die Blindenschrift, auch Punktschrift, Brailleschrift oder Braille genannt, am weitesten verbreitet ist. Bei der Brailleschrift wird für jedes alphanumerische Zeichen eine Kombination von tastbaren Punkten aus einem Raster in der Grundform der sechs Punkte eines Spielwürfels gebildet (vgl. Abbildung 2.1). Diese von Louis Braille (1809–1852) entwickelte Schrift ist somit eine der ersten Substitutionen visueller Information durch taktile Information.

Dieser sehr wichtige Ansatz zur selbstständigen Wissensübermittlung für Blinde hat den Nachteil, dass alle geschriebenen Texte in Braille zur Verfügung stehen müssen. Auch im Zeitalter von GHz-Computern und sehr schnellen Scannern ist es Blinden nicht möglich diese Informationen vollständig

a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m
○ ●	○ ●	○ ○	○ ○	○ ●	○ ○	○ ○	○ ●	● ○	● ○	○ ●	○ ●	○ ○
● ●	● ●	● ●	● ●	● ○	○ ●	○ ○	○ ○	○ ●	○ ○	● ●	○ ●	● ●
● ●	● ●	● ●	● ●	● ●	● ●	● ●	● ●	● ●	● ●	○ ●	○ ●	○ ●
n	o	p	q	r	s	t	u	v	w	x	y	z
○ ○	○ ●	○ ○	○ ○	○ ●	● ○	● ○	○ ●	○ ●	● ○	○ ○	○ ○	○ ●
● ○	● ○	○ ○	○ ○	○ ○	○ ○	○ ○	○ ●	○ ●	○ ○	○ ○	○ ○	○ ○
○ ●	○ ●	○ ●	○ ●	○ ●	○ ●	○ ●	○ ○	○ ○	○ ○	○ ○	○ ○	○ ○

Abbildung 2.1: Die Buchstaben des Alphabets in Brailleschrift. Die weißen Punkte werden zu den schwarzen Punkten erhaben dargestellt.

selbstständig zu erhalten. Der unterschiedliche Schriftsatz und die immer aufwändiger werdenden Designs von Druckerzeugnissen machen es schwierig, die reine Textinformation aus der Flut von Bildern zu extrahieren. Zumal häufig Text in Kombination mit erläuternden Bildern oder in elektronischen Medien mit animierten Bildern auftritt. Es ist Blinden nicht möglich, diese Informationen ohne die Hilfe von Sehenden zu verarbeiten. Wenn noch in Betracht gezogen wird, dass nur 15% aller Blinden Brailleschrift beherrschen [Lau95], ist es verständlich, dass nach weiteren Möglichkeiten der Informationsverarbeitung gesucht wird.

Traditionell werden für die Darstellung grafischer Informationen auf der Basis von Tiefziehfolie und Schwellpapier taktile Grafiken hergestellt. Das aufwendige Verfahren von manueller Matrizen-Herstellung ist inzwischen durch neue, auf Schwarzweiß-Druck basierende¹ oder NC-gesteuert Verfahren, [Sei92] automatisiert worden. Doch bedarf es auch hier immer noch der Hilfe eines Sehenden [Mat80].

2.1.1 Klassifizierung taktilen Ausgabegeräte

Ein sehr weites Feld ist die Verarbeitung von Informationen über die Umgebung, welche Sehende über den visuellen Kanal aufnehmen. Wie viele blinde Menschen tagtäglich beweisen, ist zur Orientierung in der Umwelt das visuelle System nicht unbedingt nötig. Seit Anfang der 70'er Jahre ist es ein Bestreben von Wissenschaftlern, die Sinneseindrücke, die Sehende von ihrer Umwelt haben, Blinden über den taktilen Sinn zu vermitteln, in der Hoffnung blinden Menschen die Orientierung zu erleichtern [Bac69].

Es ist selbsterklärend, dass diese dynamischen Geräte eine deutlich höhere zeitliche Auflösung haben müssen wie Geräte zur Anzeige statischer Informationen. Geräte, die visuelle Informationen aus der Umgebung in taktile Sinneseindrücke umwandeln, werden mit der von Bach-y-Rita eingeführten Bezeichnung als taktile Sehersatzsysteme (TVSS) bezeichnet.

Die Entwicklungen zur Anzeige von statischen und dynamischen Informationen liefen parallel und haben sich gegenseitig ergänzt, so dass sie nicht getrennt von einander betrachtet werden können. Abbildung 2.2 klassifiziert die im Folgenden näher beschriebenen taktilen Geräte zum Anzeigen von Grafiken nach Einsatzgebiet, wobei auch eine Einteilung nach physiologischen Gesichtspunkten denkbar wäre.

Ein Beispiel für die Umsetzung von visuellen in auditive Informationen ist die „Prothese zum Ersetzen des Sehens durch Hören“ (PSVA² [Cap98, Arn99], welche im Rahmen des *SenSub* Projektes zum modalitätsübergreifenden Vergleichen eingesetzt wird [Sen98]. Weitere Beispiele sowie eine Übersicht ist in der Literatur [Mau98] zu finden.

¹Reprotronics: Flexi Paper Sheets. Repro-Tronics Inc., Westwood

²engl: Prosthesis for Substitution of Vision by Audition

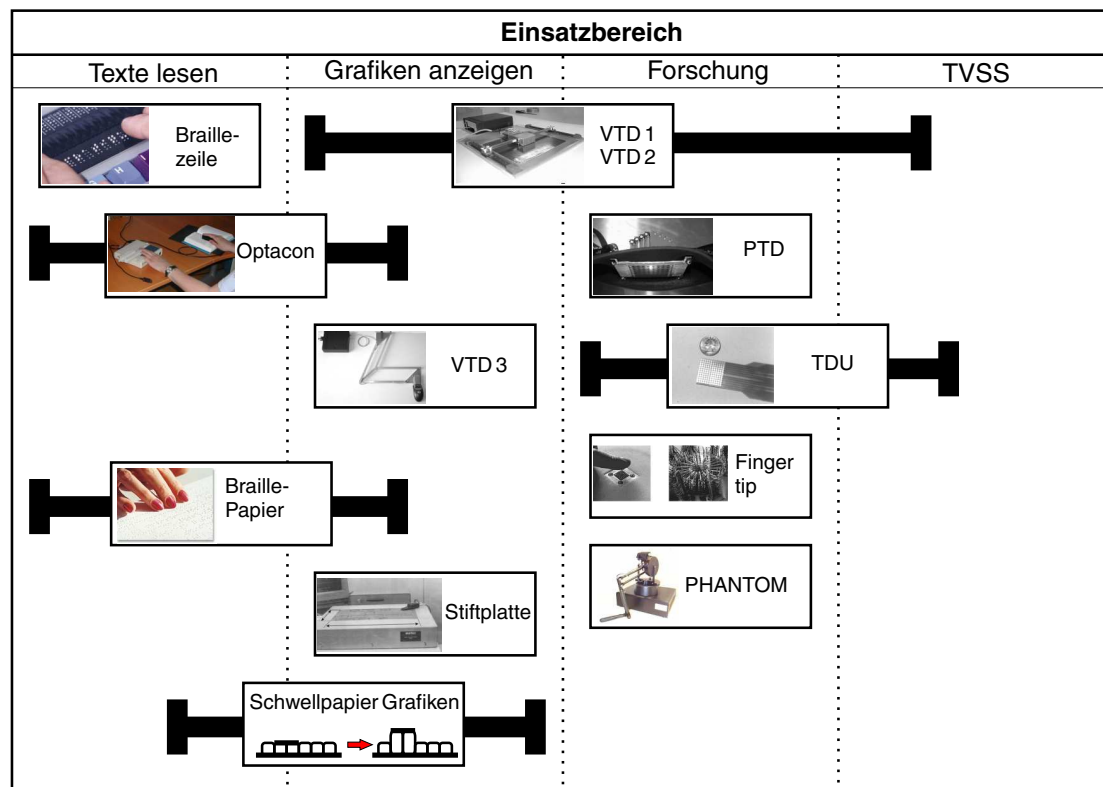


Abbildung 2.2: Klassifizierung der taktilen Ausgabegeräte nach Verwendungszweck

2.2 Methoden der taktilen Informationsübermittlung

2.2.1 Reliefs auf Schwellpapier

Viele Arbeiten behandeln die Optimierung von Grafiken, die auf Schwellpapier (Abbildung 2.3) dargestellt werden. Dabei geht es sowohl um das Verbessern der Art der Darstellung [Nay01], als auch um das Implementieren neuer Algorithmen zur automatischen Erstellung taktiler Grafiken aus vorhandenen Bildern [Way96].

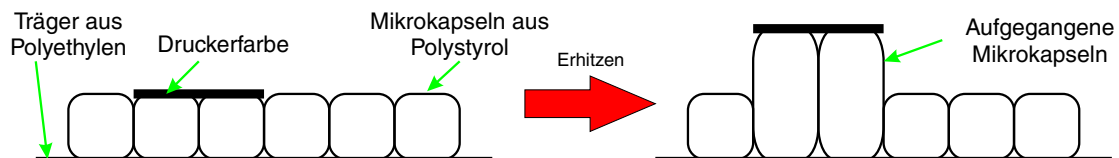


Abbildung 2.3: Beispiel für die automatisierte Herstellung von erhabenen Grafiken. Bei Erwärmung werden die mit schwarzer Farbe (Toner) bedeckten Flächen stärker erhitzt, wodurch sich die Mikrokapseln aus Polystyren dehnen und das schwarze Muster sich auf der Trägerfolie als erhabenes Muster abbildet.

In den Arbeiten von Way sind mit verschiedenen Bildverarbeitungsoperatoren die Kanten aus Grafiken extrahiert worden [Way97a, Way97b]. Diese so gewonnenen Kantenbilder wurden anschließend auf Schwellpapier abgebildet und sowohl Sehenden als auch Blinden vorgelegt. Es zeigte sich, dass die Reduktion der Bildinformationen auf Kanten die Erkennungsleistungen deutlich erhöhte. Bei nicht vorverarbeiteten Bildern waren die Erkennungsleistungen mit der Zufallswahrscheinlich-

keit identisch, während bei den Kantenbildern die Erkennungsleistung auf 80% gesteigert werden konnte. Bei einem Vergleich von Sehenden und Blinden konnten auf einem Signifikanzniveau von $p = 0,05$ keine Unterschiede festgestellt werden. Bei einer Teilstudie mit einer auf 10 s beschränkten Erkennungszeit, liegt die Erkennungsleistungen immer noch über 75%.

Gegenstand der Studie von Nayak ist die Entwicklung der optimalen Rasterungsmethode für taktile Grafiken mittels auf Mikokapseln basierten Schwellpapier [Nay01]. Es zeigten sich unter anderem in dieser Arbeit, dass es große Unterschiede in der Empfindlichkeit der Wahrnehmung gibt, je nachdem, ob weiße Punkte auf schwarzem Grund oder schwarze Punkte auf weißen Grund dargestellt werden. Diese durch die Art der Herstellung bedingten Unterschiede sind nicht direkt mit der visuellen Wahrnehmung vergleichbar und somit sollten schwarzweiß Bilder bei der taktilen Darstellung mit einem anderen Verfahren gerastert werden. Die Studie zeigt, dass ein neueres Verfahren zum Rastern, das so genannte „AM-FM hybrid“-Verfahren die Erkennungsleistungen verbessert. Dieses Verfahren ist eine Kombination aus dem amplitudenmodulierten (AM) und den frequenzmodulierten (FM) Raster von schwarzweißen Bildern, wobei die unterschiedlichen Punktantworten von weißen und schwarzen Punkten auf dem verwendeten Schwellpapier mit in Betracht gezogen werden.

Grundlegende Forschungsergebnisse mit erhabenen Linienzeichnungen³ finden sich unter anderem in [Loo91]. In dieser Arbeit wird der Einfluss des Sichtfeldes sowohl auf die visuelle, als auch auf die taktile Wahrnehmung untersucht. Wenn Darstellungen einfacher Gegenstände nur ausschnittsweise betrachtet werden, zeigt sich bei der visuellen Wahrnehmung eine signifikante Abhängigkeit der Erkennungsleistung und der Erkennungszeit von der Größe des gewählten Ausschnittes. Bei Vergleichsexperimenten innerhalb der selben Studie, bei denen erhabene Linienzeichnungen von Grafiken abgetastet werden, zeigt sich bei der Erkennungsleistung keine und bei der Erkennungszeit nur eine geringe Abhängigkeit vom dargebotenen Ausschnitt.

2.2.2 Das Optacon

Der Name Umsetzer vom Optischen zum Taktilen (Optacon⁴) impliziert den Verwendungszweck dieses klassischen, dynamischen, taktilen Displays. Es wurde von Bliss um 1968 entwickelt [Bli69], um blinden Personen die Möglichkeit zu geben, gedruckte Texte zu lesen, ohne den Umweg der Kodierung in Brailleschrift. Es besteht aus einem kleinen Handsensor mit 144 Photodioden und einer 6×24 großen Ausgabematrix, die mit ihrer Abmessung von $1,1 \times 2,7$ cm ungefähr die Fläche einer Fingerkuppe einnimmt (vgl. Abbildung 2.4). 144 einzelne Stäbchen werden von den gleich vielen Photodioden gesteuert und vibrieren bei Ansteuerung. Die Vibrationsfrequenz der angesteuerten Punkte ist umgekehrt proportional der Helligkeit an den Photodioden mit einer mittleren Frequenz von 200 Hz.

Das Optacon wird beim Lesen mit zwei Händen bedient. Eine Hand führt den Sensor über die zu lesende Zeile, während der Finger der anderen Hand in der Leserille ruht und die taktil dargebotenen Buchstaben liest. Die schwarzen Buchstaben werden durch das Vibrieren der Stäbchen der Tastmatrix dargestellt.

Es gab Bestrebungen das Optacon als Ausgabemedium für Grafiken oder im Einsatz als TVSS zu verwenden [Bac95]. Für Grafiken hat sich das Optacon trotz seiner hervorragenden Auflösung von 48,5 Punkten/cm² nicht durchgesetzt. Wie von Blankennagel und Bernd persönlich mitgeteilt wurde, kam es durch das passive Fühlen mit der Zeigehand nicht zu den gewünschten Sinneseindrücken [Bla98, Ber98]. Die Wahrnehmung war vergleichbar mit dem Ertasten von erhabenen Strukturen während das Objekt unter der Tasthand bewegt wird. Es zeigte sich, dass zum Ertasten eine direkte

³engl.: raised line drawings

⁴engl.: optical-to tactile conversion

Interaktion zwischen haptischer und taktiler Stimulation nötig ist und der Weg über taktile Stimulation auf der einen Seite und haptischer Rückmeldung von der collateralen Seite nicht zu einem zufriedenstellenden Ergebnis führt.

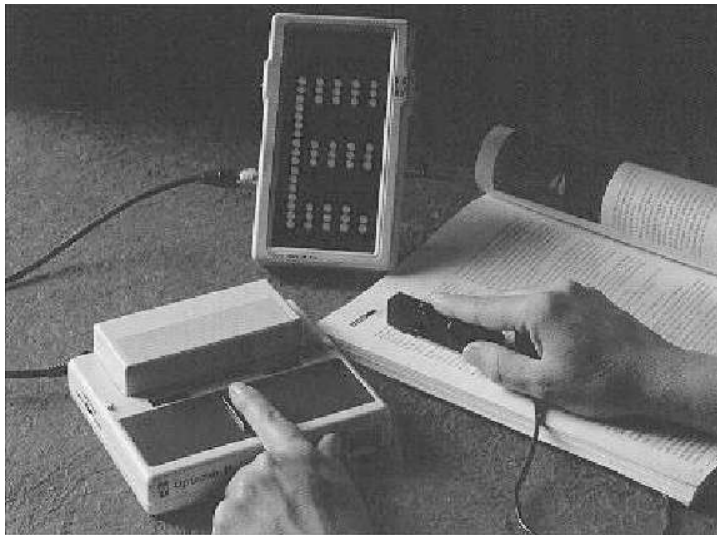
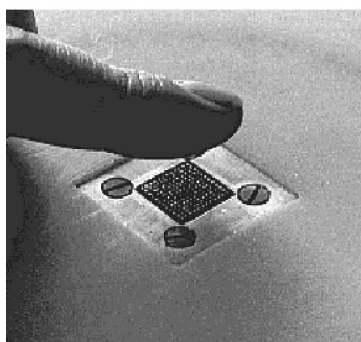


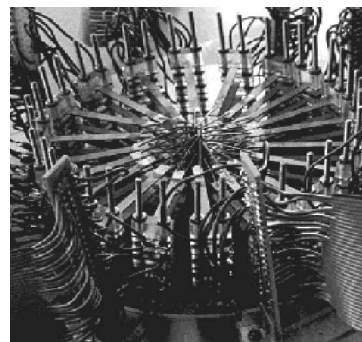
Abbildung 2.4: Das Optacon der letzten Generation in Benutzung. Der Zeigefinger der linken Hand liegt in der Leserille, während die andere Hand die Kamera führt. Mit der Anzeige im Hintergrund ist die Einstellung der 144 Aktuatoren erkennbar.

2.2.3 Fingertip

Angelehnt an das Optacon ist der so genannte *fingertip* (vgl. Abbildung 2.5) aus [Cha00]. Das zu Forschungszwecken entwickelte Gerät hat 100 Aktuatoren die gleichmäßig auf einer quadratischen Grundfläche von 1 mm^2 verteilt sind. Die piezoelektrischen Aktuatoren, können in einem Frequenzbereich von 25-400 Hz vibrieren. Damit das Gerät für die Erforschung der Somatosensibilität auf Rezeptorniveau verwendet werden kann, ist die Dichte der Aktuatoren höher, als die durch Mikroskopie bekannte Rezeptordichte an der Fingerkuppe. Durch Reizung bei verschiedenen Frequenzen und Intensitäten werden Fortschritte bei der Erforschung der somatosensorischen Rezeptoren und deren Nervenbahnen erwartet.



(a)



(b)

Abbildung 2.5: a) Das Tastfeld des *fingertips* mit seinen 100 Aktuatoren. b) Die aufwendige Ansteuerung der durch Piezokeramiken angetriebenen Hebel (aus: [Cha00]).

2.2.4 Haptische Displays mit PHANTOM

Das PHANTOM⁵ [Che99] ist eine Art Zeigestift mit sechs Freiheitsgraden (vgl. Abbildung 2.6.a). In jedem Freiheitsgrad können die Kräfte bzw. bei Rotation die Drehmomente von einer Steuerung interaktiv verändert werden. Durch diese Steuerung ist die Position des Zeigestiftes im Raum zu jeder Zeit bekannt. Die Forschergruppen [Sjö01, Yu01] verwenden diese haptischen Geräte um Liniengrafiken anzuzeigen. Der haptische Eindruck wird vermittelt, indem alle Drehmomente maximiert werden. Das bedeutet, dass der Zeigestift seine Orientierung im Raum nicht ändert. In horizontaler und vertikaler Translationsrichtung wird eine geringe konstante Kraft eingestellt. Dies bewirkt, dass bei einer Bewegung in eine der beiden Richtungen eine geringe Reibung vermittelt wird. Das zweidimensionale Reliefbild entsteht, indem die Kraft des verbleibenden Freiheitsgrades für die Bewegungen in die Tiefe, modelliert wird. Als Maß für die Modulation dient der Grauwert des Bildes an der entsprechenden Stelle. Der Gesamteindruck ist somit vergleichbar mit Schwellpapier, je dunkler die Stelle im darzustellenden Bild ist, um so erhabener wird die entsprechende Stelle im Relief dargestellt.

Bei den Untersuchungen von [Yu01] handelt es sich hauptsächlich um die Erkennungsleistungen von Blinden und Sehenden bei Funktions-Graphen (Abbildung 2.6.b und 2.6.c). Es wurde gezeigt, dass die Erkennungsleistungen bei den dargestellten Graphen sowohl bei den Blinden als auch bei der Sehenden mit über 85% im Durchschnitt sehr hoch ist. Es zeigte sich auch, dass durch unterschiedliche Reibungskoeffizienten erzeugte Texturen einen signifikanten Einfluss auf die Erkennungsleistung der Probanden haben. Ein aktives Vibrieren des Zeigers hatte keinen signifikanten Einfluss.

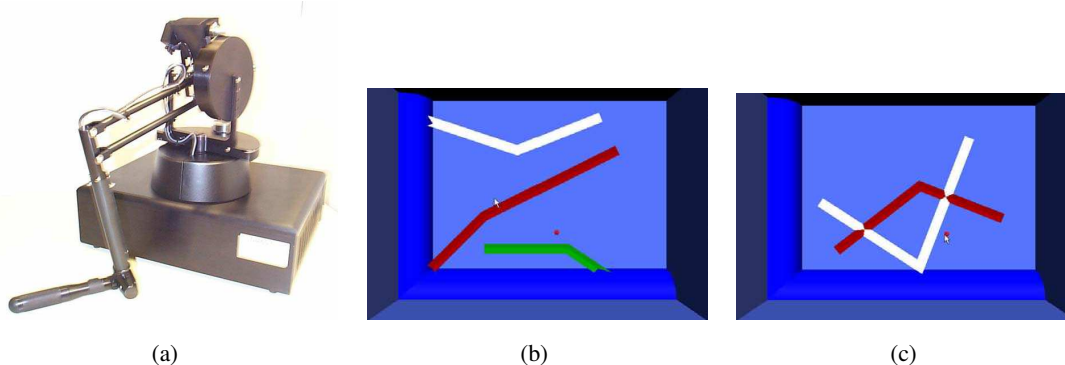


Abbildung 2.6: a) Das PHANTOM (aus [Res02]). b-c) Die in der Studie von Way verwendeten Liniengrafiken. In b) ohne und in c) mit sich überschneidenden Linien [Yu01].

2.2.5 Das TDU

Das Zungen-Display-System (TDU⁶ ist das einzige taktile Display, das anstatt mechanischer elektrischer Reize verwendet. Auf einem flexiblen PCB⁷-Substrat befinden sich 144 Goldelektroden mit einem Durchmesser von 2,13 mm, die eine quadratische Fläche mit einer Kantenlänge von 28,01 mm einnehmen. Die elektrischen Reize an den Elektroden werden durch Pulse von einem individuell konfigurierbaren Funktionsgenerator⁸ erzeugt.

⁵SensAble Technologies vgl. [Tec02]

⁶engl.: Tongue Display Unit

⁷engl.: printed circuit board (Leiterplatte)

⁸VideoTact-4, Unitech Research Inc., Madison, WI;
<http://www.forethoughtdevelopment.com/videotac.html>

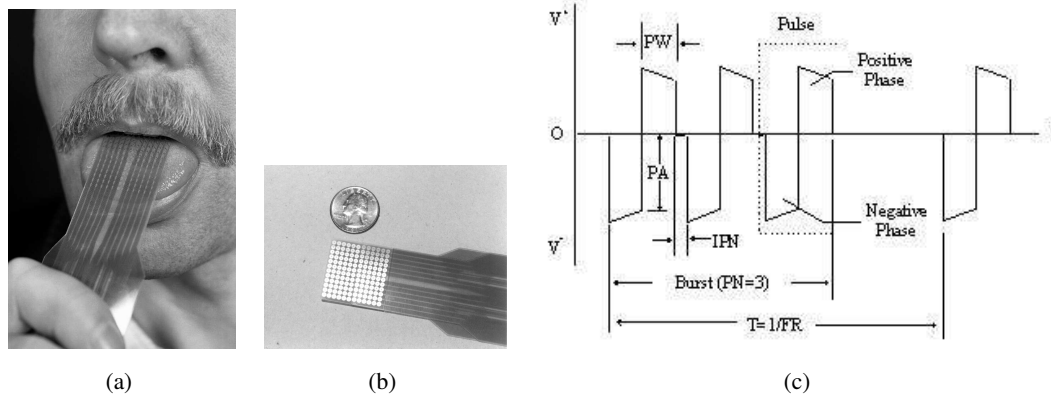


Abbildung 2.7: a) Das TDU in Betrieb. b) Die aktive Matrix mit 144 Elektroden. c) Pulsform des elektrischen Reizes beim TDU (aus [Bac01, Kac01]).

Die entscheidende Entwicklung beim *TDU* ist die Bestimmung der geeigneten elektrischen Impulse. Die Pulsform der elektrischen Reize sind so gewählt, dass keine Ladungen in die Haut deponiert werden (vgl. Abbildung 2.7.c). Diese wird durch eine Regelung erreicht, die sicherstellt, dass das Integral des Stromes über die Zeit Null ist (vgl. Abbildung C.1).

Der Benutzer hat die Möglichkeit durch Einstellung verschiedener Parameter wie Amplitude und Pulsbreite den Stimulus auf seine persönliche Wahrnehmung einzustellen, wobei die verwendeten Spannungen und Ströme im Bereich von 5–15 V und 0,4–2,0 mA liegen [Bac98]. Die proportionale Stärke der Reize wird aus den visuellen Informationen einer Videokamera bzw. aus Computergrafiken gewonnen, wobei der Grauwert das Maß für die relative Stärke des Stimulus darstellt.

2.2.6 Stuttgarter Stiftplatte

Das in Heinrich erwähnte Gerät besteht aus einer Matrix mit 59×119 Stiften [Hei98], die in Zusammenarbeit mit der Firma Metec⁹ 1988 entwickelt wurde [Kah98, Kur95, Sch95] (vgl. Abbildung 2.8). Mit der *Stiftplatte* ist es möglich, beliebige Formen in Echtzeit taktil auszugeben. Die Rasterweite entspricht den von Brailledruckern. Somit ist es nur möglich binäre d.h. schwarzweiß Grafiken auszugeben. Die Ausgabe auf der Stiftplatte ist sowohl in der Auflösung, d.h. in Punkten pro Fläche, als auch in der vertikalen Auslenkung der Stifte, mit dem im Kapitel 2.3 vorgestellten VTD vergleichbar.

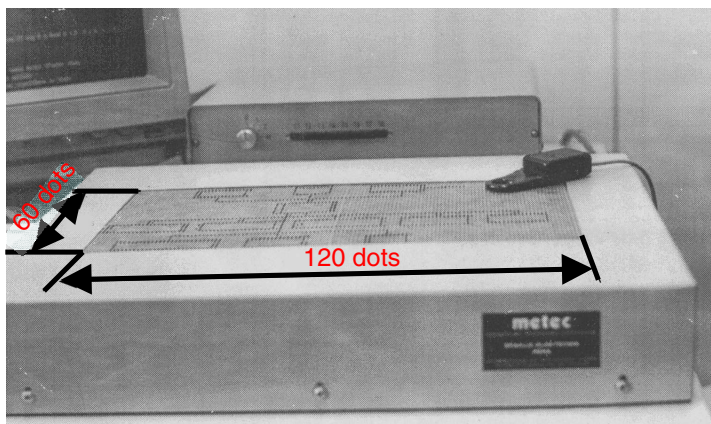


Abbildung 2.8: Die in Kooperation mit der Firma Metec entstandene „Stuttgarter Stiftplatte“. Es sind die 60 Stifte in der vertikalen und die 120 Stifte in der horizontalen Ausdehnung der Platte erkennbar.

⁹[met02]

2.3 Das virtuelle taktile Display (VTD)

Unter dem Begriff VTD¹⁰ sind im Rahmen dieser und vorheriger Arbeiten unterschiedliche Geräte entwickelt worden [Mau98, Rie02]. Der Begriff virtuell kommt von der Art der dargebotenen taktilen Grafik. Im Vergleich zur Stuttgarter Stiftplatte [Sch95] wird nicht eine große Fläche mit Stiften bedeckt, sondern nur das kleine Areal unter den Fingern des Benutzers (vgl. Abbildung 2.11b). Mit dieser, mit 48 Taxel besetzten Ausgabematrix kann der Benutzer über die größere virtuelle Abtastfläche fahren.

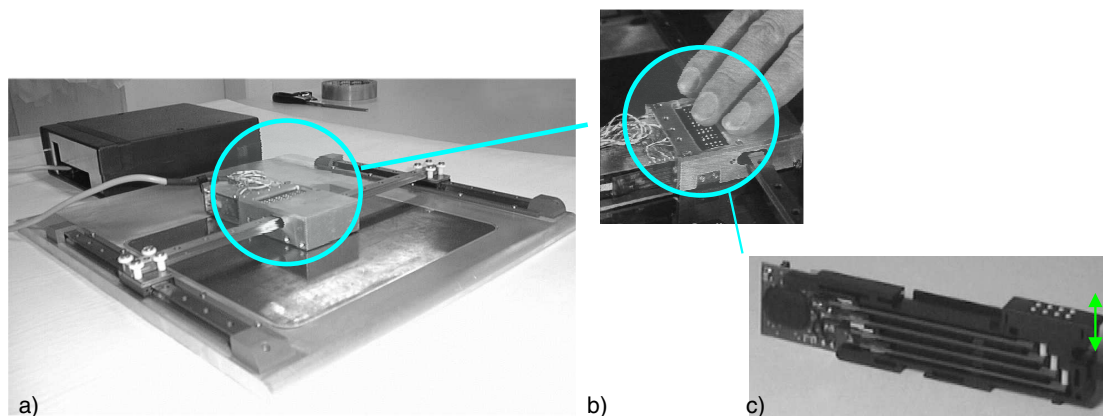


Abbildung 2.9: VTD 2 a) VTD b) Ausgabeeinheit c) Braillemodul mit 8 Taxel.

Über einen Positionssensor wird die Position der Ausgabematrix bestimmt, um anschließend die Taxel der Ausgabeeinheit, entsprechend der Position der Ausgabeeinheit relative zum Bild das ausgegeben werden soll, anzusteuern. Durch kontinuierliches Bewegen der Ausgabeeinheit wird dem Benutzer der Eindruck vermittelt, die gesamte Fläche sei mit Taxel besetzt (vgl. Abbildung 2.10(a)). Die komplette taktile Grafik entsteht während des Tastens und nicht real, aus diesem Grund wird der Begriff „virtuelles taktiles Display“ für Geräte, die nach diesem Prinzip arbeiten, verwendet.

Jedes der Geräte besteht aus einer Komponente zur Bildgenerierung, einer Steuereinheit und der Ausgabe (vgl. 2.10(a)). Bei allen in Heidelberg entwickelten Geräten findet die Bildgenerierung in einem Standard-PC statt.

Für die Ansteuerung finden zwei Programme auf dem Computer Verwendung. Die in [Mau98] veröffentlichten Ergebnisse basierten auf der Verwendung der *Visor*-Software. Aktuell ist es möglich alle Ausgabegeräte mit dem Programm TVSSCS¹¹ anzusteuern (vgl. Kapitel 3.8.2). Über die auf dem Computer laufende Software werden Graustufenbilder mit der Auflösung des VTDs erzeugt. Die Bilder können aus unterschiedlichen Quellen, wie Grafiken, Kameras oder pixelorientierten Zeichenprogrammen gewonnen werden. Die PC-Software kommuniziert mit der Steuereinheit und übermittelt in einem entsprechenden Format in regelmäßigen Abständen die Bilder an die Steuereinheit, auf der diese gespeichert werden.

Die Aufgabe der Steuereinheit ist, es in regelmäßigen Abständen die Position der Ausgabeeinheit zu bestimmen und die Taxel der Ausgabeeinheit entsprechend ihrer Position anzusteuern. Auf der Ausgabeeinheit wird der taktile Reiz bei allen Geräten durch sechs kommerziell erhältliche Braillemodule der Firma Metec [met02] erzeugt. Jedes der sechs Module beinhaltet 8 Taxel, die in einer

¹⁰virtuelles taktiles Display

¹¹TVSS-Control Software

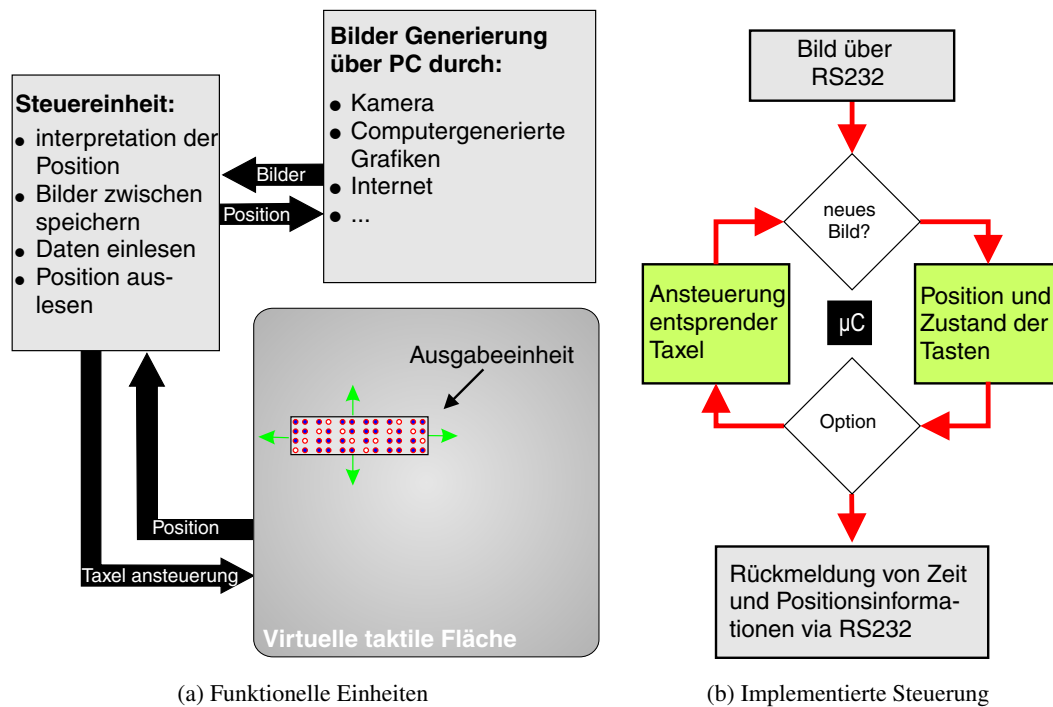


Abbildung 2.10: Komponenten der Geräte nach dem VTD Prinzip.

2×4 Matrix angeordnet sind. Durch Biegung von zwei piezoelektrischen Kristallplättchen (vgl. Abbildung 2.9.c) werden sie bei Ansteuerung um 0,7 mm angehoben.

Die in Heidelberg entwickelten VTDs unterscheiden sich in der Zahl der virtuellen Taxel¹², der Steuereinheit und den mechanischen Komponenten mit denen die Ausgabeeinheit geführt wird.

Sie sind entsprechend des Zeitpunktes der Entwicklung durchnummeriert.

1998: VTD 1, 2000: VTD 2 und 2001: VTD 3

Das VTD 1 und VTD 2

Die Ausgabeeinheit wird beim VTD 1 und VTD 2¹³ durch zwei Linearführungen¹⁴ in der vertikalen und mit einer in der horizontalen Richtung geführt (vgl. Abbildung 2.11). Diese Anordnung erlaubt es, die Ausgabeeinheit in horizontaler und vertikaler Richtung zu verschieben, ohne dass sich die Orientierung der taktilen Matrix in Bezug auf die virtuelle taktile Fläche ändert. Die Linearführungen garantieren eine von der Auflagekraft größtenteils unabhängige Kraft in Richtung der Bewegung. Das Ziel der Konstruktion ist es, die durch Mechanik verursachten Reibungsverluste zu minimieren und dem Benutzer der Eindruck zu vermitteln, er würde allein mit der Kraft die benötigt wird, um über eine taktile Grafik z.B. auf Schwellpapier zu tasten, über die Fläche fahren.

Der Idealfall wäre eine Konstruktion wie beim PHANTOM bei der sich durch unterstützende Motoren der Reibungskoeffizient auf Null reduzieren lässt. Der Unterschied beim VTD 2 zum VTD 1

¹²Die Auflösung pro Fläche ist bei allen Geräten durch die Braillemodule vorgegeben. Es befinden sich 48 Taxel auf einer Fläche von 391 mm^2 (Vertikale Richtung $y = 10,16 \text{ mm}$ und in horizontale Richtung $x = 38,52 \text{ mm}$). Die Geräte haben somit eine Auflösung von $12,26 \text{ Taxel/cm}^2$

¹³In Rieger ist das VTD 1 als TM-VTD, das VTD 2 als SR-VTD und das VTD 3 HR-VTD bezeichnet [Rie02].

¹⁴INA Lineartechnik oHG

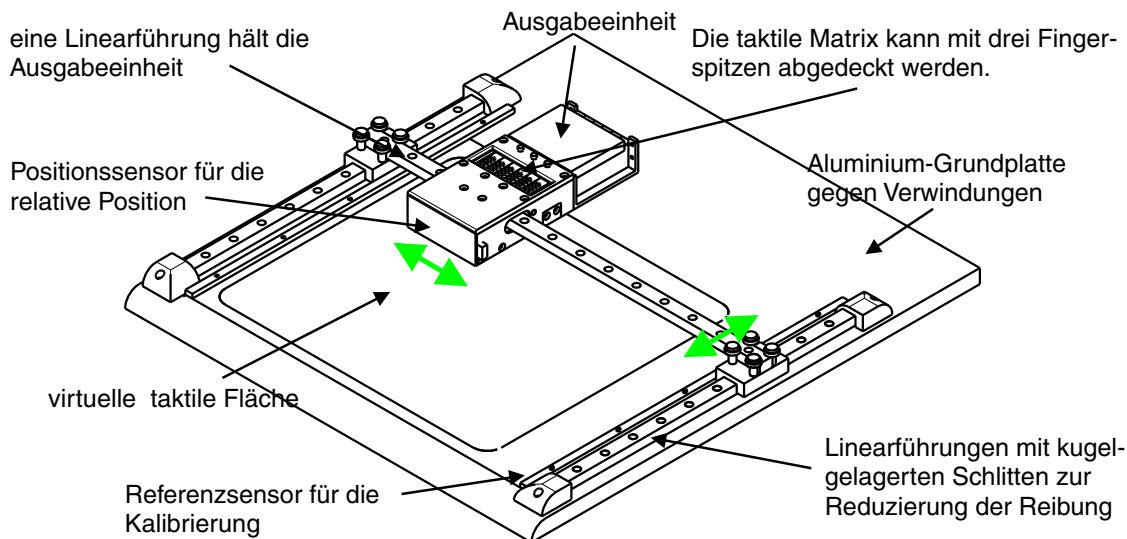


Abbildung 2.11: Technische Zeichnung des VTD 2

ist die durch die Geometrie vergrößerte virtuelle Fläche und damit die erhöhte Anzahl der virtuellen Taxel beim VTD 2.

Beim VTD 1 ist die Steuereinheit in den Computer integriert, während beim VTD 2 eine auf einem Micro-Controller basierende Steuerung verwendet wird. Die Arbeitsweise der Steuerung ist aus Abbildung 2.10(b) ersichtlich. Der Micro-Controller bildet die Recheneinheit der Steuerung und besitzt sein eigenes Programm mit dem Namen Sensware. Dieses Programm ist in der Lage bei Bewegung der Ausgabeeinheit (vgl. Abbildung 2.11) deren Position zu ermitteln und entsprechend dieser die Taxel anzusteuern. Die Kommunikation mit der Bildgenerierungs-Einheit läuft über das RS232-Protokoll, wobei ein definierter Befehlssatz im Sensware-Programm erlaubt, dass die Steuereinheit mit jedem Programm auf dem PC, das die nötige Kommunikation implementiert hat, Daten austauschen kann. Der verwendete Befehlssatz findet sich in [Rie02].

Der Positionssensor bildet eine als Konsumerware angebotene optische Maus¹⁵, die entsprechend den Anforderungen umgebaut ist. Der Sensor liefert bei Bewegung über das PS/2-Protokoll seine Daten, welche anschließend im Sensware-Programm entschlüsselt werden. Die Verwendung von diesem Standards macht eine Anpassung des Gerätes an den jeweiligen Stand der Technik möglich. Die Vorteile des verwendeten Positionssensor liegen in dem berührungslosen Abtasten und seiner hohen Präzision. Da der Positionssensor nur differentielle Änderungen der Position übermitteln, ist zusätzlich ein fixer Nullpunkt notwendig, der den Ursprung des verwendeten Koordinatensystems abgleicht.

Das VTD 3

Beim VTD 3 wird im Gegensatz zu den beiden vorherigen Modellen die Ausgabeeinheit über ein System aus vier Streben geführt. Die Drehpunkte dieser Führungsstreben (vgl. Abbildung 2.12(a)) sind so gewählt, dass die Orientierung der Ausgabeeinheit sich bei dem Abfahren der virtuellen Tastfläche nicht verändert. Diese Konstruktion erlaubt mit einem sehr geringen Materialeinsatz eine sehr große virtuelle taktile Fläche zu erzeugen. Die durch diese Anordnung erzeugte Fläche ist bauartbedingt nicht ein Rechteck sondern ein Polygon. In der zum VTD 2 baugleichen Steuereinheit ist

¹⁵Logitech: MouseMan[®] Optical

dieses Problem korrigiert, indem das größtmögliche Rechteck durch einen vibrierenden Rand angezeigt wird. Das bedeutet, wenn die Ausgabeeinheit über diesen Rand bewegt wird, vibrieren die entsprechenden Tactel im Randbereich. Konstruktionsbedingt addieren sich die Reibungswiderstände an den Gleitpunkten unter der Ausgabeeinheit, an den Drehpunkten und an der Unterseite des mittleren Drehpunktes. Durch entsprechende Gleitlager wurden diese Reibungswiderstände minimiert, so dass auch mit dem VTD 3 das Erstellen eines virtuellen Tastfeldes möglich ist.

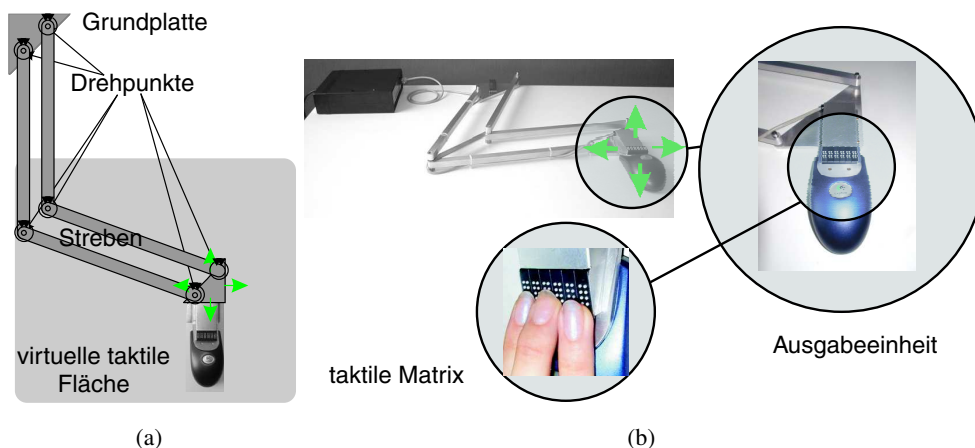


Abbildung 2.12: Zeichnung und Fotos des VTD 3.

2.3.1 Vergleich der drei Konstruktionsprinzipien beim VTD

Beide Konstruktionsprinzipien haben ihre Vor- und Nachteile. Die Konstruktion mit drei Linearführungen wie beim VTD 1 und VTD 2 hat den Vorteil, dass die Kräfte entlang des Abtastweges wesentlich geringer sind als beim VTD 3. Durch die Bauart ist ein rechteckiges virtuelles Tastfeld vorgegeben und muss nicht durch die Steuerung künstlich erzeugt werden. Auch ist das Verhältnis zwischen benötigter Grundfläche und der zum Tasten zur Verfügung stehenden Fläche bei den ersten beiden VTDs günstiger.

Die Verwirklichung eines VTDs nach dem Konstruktionsprinzip des VTD 3 hat den Vorteil, dass damit im Verhältnis zu den beiden anderen VTDs sehr kostengünstig ein großes virtuelles Tastfeld erzeugt werden kann.

Die Größe des Tastfeldes ist beim VTD 1 und beim VTD 2 durch die lieferbaren Linearführungen und durch die auf die Führungen wirkenden Drehmomente, die mit der Länge der Führungen steigen, beschränkt. Die Empfindlichkeit der Führungen auf Schmutz und die entgegen wirkenden Drehmomente sind die größten Nachteile dieses Konstruktionsprinzips. Die verwendeten Linearführungen sind für das Verschieben von schweren Lasten ($>10\text{ kg}$) entwickelt. Beim betreiben im VTD muss die Vorspannung auf Null reduziert werden, um ein leichtgängiges Verschieben zu ermöglichen. Die geringe Vorspannung reduziert die Verwindungssteifigkeit und führt bei den Kugelumlaufrollen der Linearführungen zum Hakeln, so dass die Bewegung in vertikale Richtung eingeschränkt werden.

In der Tabelle 2.1 sind die Kenngrößen der Geräte aufgelistet

2.3.2 Ergebnisse mit den virtuellen taktilen Displays

Mit den VTDs wurden 3 Untersuchungen durchgeführt. Die erste im Rahmen der Arbeit [Mau98] mit dem VTD 1 an der Blindenschule in Ilvesheim und mit einer sehenden Vergleichsgruppe inner-

Tabelle 2.1: Vergleich der Kenngrößen von VTD 2 und VTD 3.

	VTD 2	VTD 3
Auflösung [Taxel]		
Maximal in x-Richtung:	67	154
Maximal in y-Richtung:	67	180
bei quadratischer Grundfläche [†] :	67	130
Gewicht:	3120 g	1160 g
Benötigte Fläche		
in Ruhestellung:	$32 \times 29 \text{ cm}^2$	$46 \times 29 \text{ cm}^2$
im Betrieb:	$32 \times 29 \text{ cm}^2$	$57 \times 64 \text{ cm}^2$
Transportmaß: (Länge \times Breite \times Höhe):	$32 \times 29 \times 3,7 \text{ cm}^3$	$46 \times 29 \times 3,6 \text{ cm}^3$

[†]Durch die Begrenzung der Fläche des VTD 3 durch Kreisbögen ist die größte nutzbare quadratische Fläche kleiner als die maximale Anzahl der Taxel in x-Richtung

halb des Institutes. Die zweite wiederum mit dem VTD 1 in Rahmen eines Empiriepraktikums im Otto-Stelz-Institut¹⁶ Mannheim mit sehenden Probanden, denen die Augen verbunden wurden. In der Arbeit von [Rie02] wurde eine zu [Mau98] vergleichbare Studie mit dem VTD 3 durchgeführt.

Ergebnisse der ersten Untersuchung

Die Untersuchung waren ausgelegt zu zeigen, dass es möglich ist, Formen und einfache Grafiken mit dem VTD zu erkennen. Vor dieser Studie gab es keine Erkenntnisse, inwieweit es möglich ist, mit der Strategie eines virtuellen Tastfeldes, Formen zu erkennen. Einfache geometrische Figuren werden, wie in Abbildung 2.13 ersichtlich, in einer Zeit kleiner 90 s erkannt.

Bei der detaillierten Auswertung der Untersuchung zeigt sich weiter, dass deutliche Unterschiede hinsichtlich der Abtaststrategien zwischen den beiden Gruppen zu beobachten sind. Durch die Aufzeichnung des Weges, der während des Abtastens abgefahren wird, lassen sich deutliche Strategieunterschiede innerhalb der Gruppen feststellen, welche noch durch eine detailliertere Untersuchung verifiziert werden müsste. Die vollständige Darstellung der innerhalb dieser Studie gefundenen Ergebnisse, findet sich in [Mau98].

Ergebnisse des Empiriepraktikums

Bei diesem Experiment ist untersucht worden, ob es signifikante Unterschiede bei den haptisch-taktilen Erkennungsleistungen mit dem VTD 1 in Abhängigkeit der Darstellungsart gibt. Sehende Probanden mit verbundenen Augen haben drei mal neun geometrische Figuren, welche in Abbildung 2.14 dargestellt sind, zum Erkennen vorgelegt bekommen. Der Umfang der Studie umfasste 25 Personen. Auf dem VTD werden die dunklen Bereiche erhoben dargestellt. Die neun Figuren in jeder der drei Gruppen unterscheiden sich in ihrer Größe.

Die Probanden wurden in zwei Gruppen eingeteilt. Bei der erste Gruppe sind die Figuren flächig wie abgebildet vorgelegt worden (vgl. Abbildung 2.14). Bei der Vergleichsgruppe sind die selben Figuren als Reliefbilder vorgelegt worden, d.h. nur die Kanten werden als Linien mit einer Breite von einem Taxel dargestellt.

¹⁶Labor für Klinische Psychophysiologie, ein Praktikum unter der Leitung von Dr. Kleinböhl.

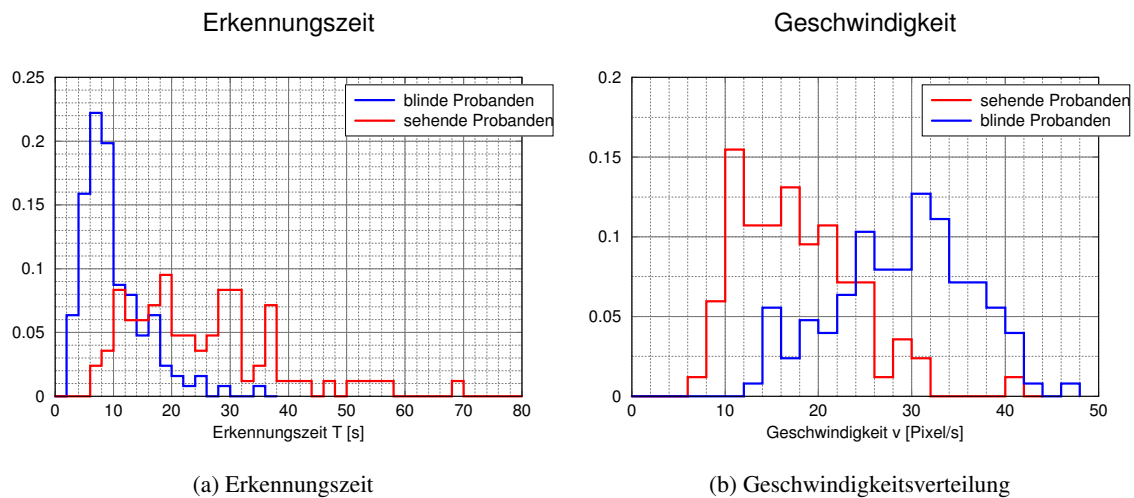


Abbildung 2.13: Ergebnisse der Studie mit dem VTD 1 in der Blindenschule, bezüglich der Zeit zum Erkennen einer Figur und der Geschwindigkeitsverteilung beim Abfahren der einzelnen Figuren (aus [Mau98]).

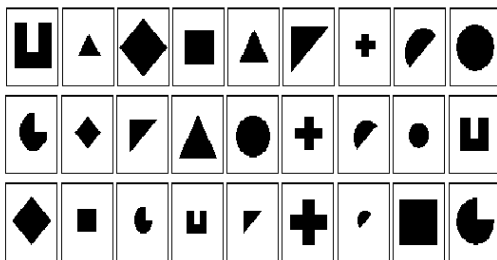


Abbildung 2.14: Die bei der Mannheimer Studie verwendeten Testbilder.

Die Verteilung der Geschwindigkeiten und der Erkennungszeiten finden sich in Abbildung 2.15. Die in Tabelle 2.2 dargestellte Analyse der Daten ergibt keine signifikanten Unterschiede sowohl bei der Erkennungszeit als auch bei der Verfahrensgeschwindigkeit hinsichtlich des Darstellungsmodus (Relief bzw. volle Form). Einzig die Form und die Größe der geometrischen Figuren beeinflusst die Erkennungszeit. Wobei die Größe der Figuren keinen signifikanten Einfluss auf die Verfahrensgeschwindigkeit beim Tasten hat.

Tabelle 2.2: Ergebnisse der MANOVA mit den Variablen Erkennungszeit und Geschwindigkeit.

	Effekte	F-Wert	p	Signifikanz
Erkennungszeit	Darstellungsmodus	0,00	0,97	n.s.
	Größe	5,05	0,02 [†]	**
	geometrische Form	5,48	0,00 [†]	**
Geschwindigkeit	Darstellungsmodus	0,78	0,39	n.s.
	Größe	2,35	0,12 [†]	n.s.
	geometrische Form	5,02	0,00 [†]	**

[†] Greenhouse-Geiser adjustiert

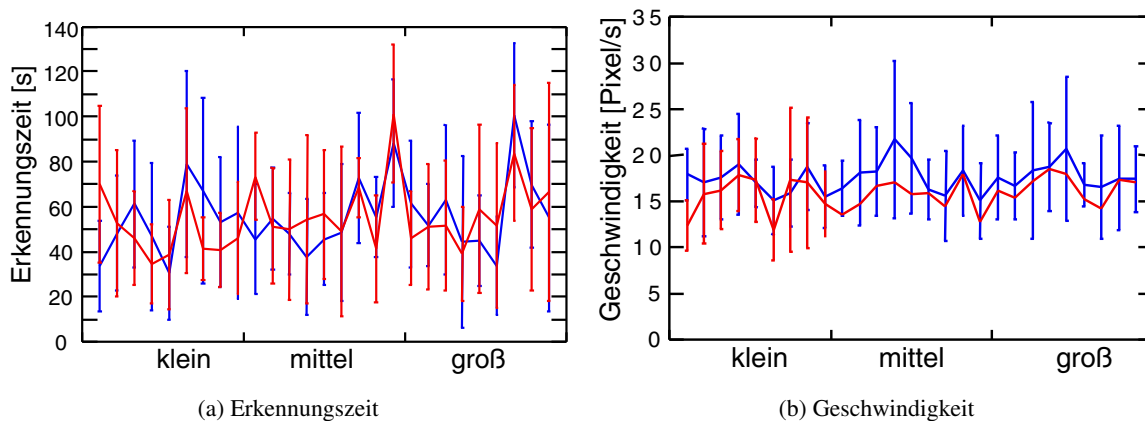


Abbildung 2.15: Ergebnisse des Empiriepraktikums bezüglich der Erkennungszeit und der Geschwindigkeit.

Ergebnisse der Untersuchungen mit dem VTD 3

Die in der Arbeit von Rieger beschriebenen Ergebnisse sind mit dem VTD 3 gewonnen worden [Rie02]. Es zeigt sich, dass die höhere Auflösung zusammen mit der neuen Steuerelektronik neue Darstellungsmöglichkeiten eröffnet. Die verwendete Methodik erlaubt leider keinen direkten Vergleich zu den vorgenannten Untersuchungen. Die ermittelten durchschnittlichen Erkennungszeiten liegen etwa 30-40 % über den mit dem VTD 1 erzielten Werten, was durch die erhöhte Komplexität der vorgelegten Figuren sowie mit der durch den vibrierenden Rand aufwendigeren Bestimmung der Begrenzung des Tastfeldes begründet werden kann. Die Verteilung der Geschwindigkeiten ist mit der in den zuvorgekommen Untersuchungen vergleichbar.

In der Arbeit wird gezeigt, wie die höhere Auflösung in Verbindung mit dem nicht rechtwinkligen virtuellen Tastfeld sinnvoll genutzt werden kann. Als Beispiel dient das Memotact-Spiel, bei dem wie beim Memory, Felder mit gleicher Muster gefunden werden müssen. Die Studie zeigt zudem, dass das VTD 3 für detaillierte großflächige Darstellungen, die mit einem erhöhten Zeitaufwand ertastet werden, geeignet ist.

2.3.3 Zusammenfassung und zukünftige Möglichkeiten des VTDs

Die Arbeiten [Rie02, Mau98] haben deutlich gezeigt, dass sich Displays mit einer virtuellen Tastfläche ohne Einschränkungen als Anzeigemedium für erhabene Grafiken eignen.

Die Studien mit blinden Probanden haben darüber hinaus gezeigt, dass die Geräte sehr bereitwillig angenommen werden. Weiter machen Probanden, die schon mehrere unterschiedliche Geräte getestet haben, darauf aufmerksam, dass diese kostengünstige und einfache Technik eine sehr sinnvolle Erweiterung im Bereich der Blindenhilfsmittel darstellt.

Die beiden Arbeiten belegen mit den Ergebnissen der Anwendungen, dass der „proof of principle“ erbracht ist. Durch die Möglichkeit während des Abtastens den jeweils zurückgelegten Weg aufzuzeichnen können die Geräte für wissenschaftliche Zwecke zur Untersuchung von Abtaststrategien von Sehenden und Blinden zu nutzen.

Durch die Auslagerung der Steuerung der Ausgabeeinheit in eine eigene Logikeinheit, besitzen die Geräte eine einfach zu programmierende Schnittstelle. Der Einbindung des Gerätes in unterschiedliche Anwendungen auch von Dritten steht nichts im Wege. Das VTD 2 und VTD 3 sind so gestaltet, dass Blinde es ohne die Mithilfe von Sehenden benutzen können. Folgende zukünftige Funktionen sind vorstellbar.

- Ausgabe von Grafiken in HTML Seiten.
- Die Anbindung an die entstehenden Internetseiten für Mobiltelefone. Dieses Angebot ist schon auf eine sehr geringe Auflösung vorbereitet.
- Einbindung in ein Programm zur Darstellung eines Graphen einer beliebigen mathematischen Funktionen.
- Die Darstellung von Ortsplänen.
- Entwicklung einer Netzwerk-Steuerung, womit Lehrer gezielt Aufgaben auf das VTD eines Schülers zuweisen können.
- Der interaktive Charakter der Displays macht auch ganz neue Ansätze, wie interaktive taktile Spiele und das Zeigen von bewegten taktilen Grafiken möglich. Erste Ansätze, wie das Memotact-Spiel in [Rie02] sowie das Ping-Pong-Spiel in [Mau98] sind erfolgreich implementiert und getestet worden.

Neue mechanische Designs für das VTD 2

Gegenwärtig ergeben sich beim VTD 2 durch große Drehmomente an den Verbindungen zwischen den horizontalen und den vertikalen Führungen mechanische Probleme. Durch die Hebellänge von 24 cm ergibt sich bei einer angenommenen Kraft in vertikaler Richtung von 10 N ein Drehmoment $M_{0y} = 2,4 \text{ Nm}$. Durch ein zu großes Spiel zwischen den beiden vertikalen Führungen kann dieses Drehmoment nicht vollständig in eine vertikale Bewegung umgesetzt werden und verhindert somit einen Leichtlauf der Schienen in vertikale Richtung.

Zwei Designänderungen können dieses Problem minimieren. Die Abweichung von der Parallelität der beiden vertikalen Schienen darf $8 \mu\text{m}$ nicht überschreiten ([ina2002]). Dies wird erreicht, indem die Schienen wie in der Abbildung 2.16.a ersichtlich, in die Grundplatte eingeschliffen werden. Die dazu notwendigen Anschläge werden jeweils auf der Außenseite angebracht, um das maximale Drehmoment besser aufzunehmen.

Zudem müsste der Führungswagen eine Momentabstützung, wie in der Zeichnung 2.16 unter b) ersichtlich ist, bekommen. Ein solcher Aufbau vermeidet auch das Verschieben der horizontalen Schiene.

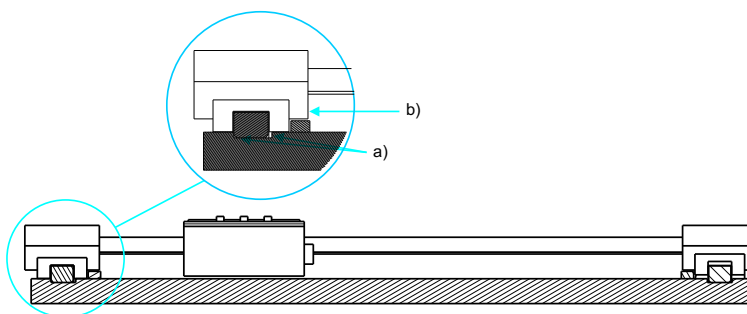


Abbildung 2.16: Designänderungen für das VTD 2. a) Das Einschleifen der Führungsschienen. b) Eine Drehmomentabstützung für die horizontale Bewegung.

Neuentwicklung auf der Grundlage des virtuellen Tastfeldes (freeVTD)

Eine sehr interessante Neuentwicklung wäre eine Ausgabematrix in der derzeitigen Form jedoch mit zwei Positionssensoren. Durch die beiden Positionssensoren wäre es möglich, den Drehwinkel Φ und

die Translation \vec{ds} in den zwei Dimensionen der Bewegung zu bestimmen. Die ungleiche Verteilung der Taxel in horizontaler und vertikaler Richtung ist durch die geringe Anzahl der Taxel in vertikale Richtung unerheblich. Durch Wahl eines quadratischen Rasters mit einer Rasterweite von 3,21 mm, das dem mittleren Abstand der Taxel in horizontaler Richtung entspricht, wird es möglich die Ausgabematrix zu drehen, ohne dass es zum Überlappen von Taxel kommt (vgl. Abbildung 2.17). Eine Überlappung liegt vor, wenn die Zuordnung zwischen Taxel und Pixel nicht mehr eindeutig gegeben ist und ein Pixel verteilt auf zwei Taxel angezeigt werden müsste. Bei dieser Anordnung eines freien VTDs (freeVTD) ist zu erwarten, dass die Reibung durch entsprechende Gleiter so reduziert werden kann, dass es zu dem beschriebenen „rasterfreien“ Abtasten kommt (vgl. 2.18(a)). Die Begrenzung des Bildes könnte dann durch eine Bande, vergleichbar einer Bande beim Billard erfolgen.

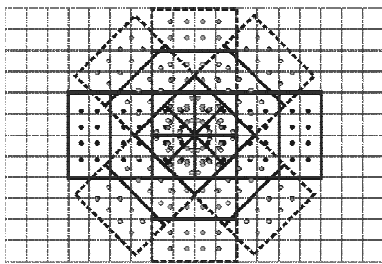
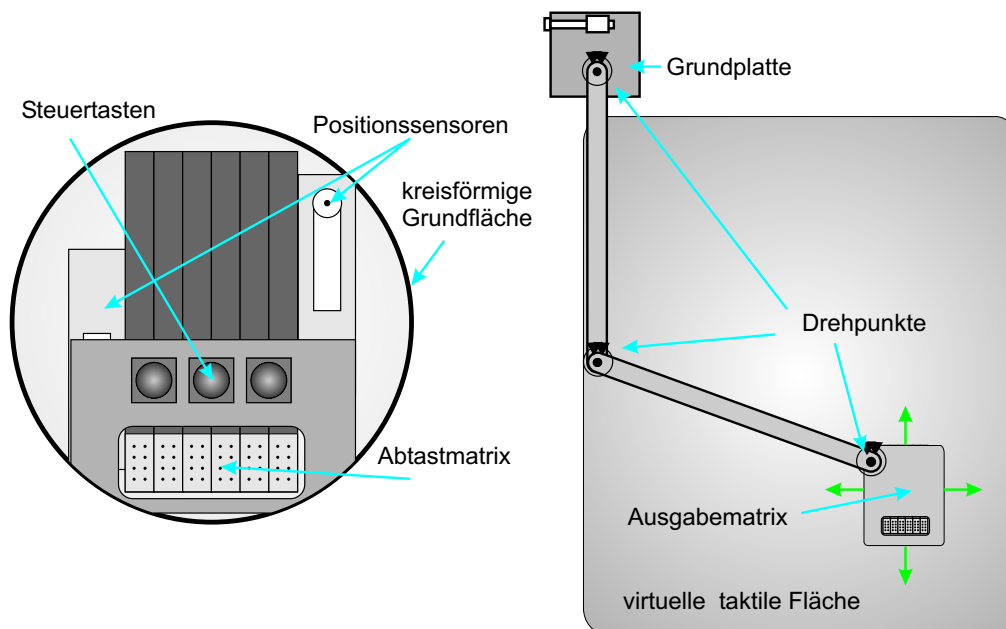


Abbildung 2.17: Drehmöglichkeiten beim freeVTD.

Falls wieder Erwarten der Verschiebewiderstand der Ausgabereinheit zu groß würde, wäre eine Kombination aus VTD 3 und freeVTD die Wahl. Dazu würde das freeVTD auf zwei kugelgelagerten Streben schwebend befestigt wie in der Zeichnung 2.18(b) angegeben.



(a) freeVTD ohne Führungen

(b) freeVTDX mit Führungen

Abbildung 2.18: Mögliche zukünftige Displays nach dem VTD Prinzip.

2.4 Zusammenfassung des Entwicklungsstandes taktiler Sehersatzsysteme (TVSS)

Nur ein Teil der im Abschnitt 2.2 vorgestellten Geräte erfüllen die Aufgabe eines TVSS (vgl. Abbildung 2.2). Aus wissenschaftlicher Sicht besteht jedes TVSS aus drei unabhängig von einander agierenden Komponenten.

1. Bildaufnahme
2. Bildverarbeitung
3. taktile Ausgabe

Die Bildaufnahme der bekannten TVSS findet durch Video- bzw. Digitalkameras oder spezielle, für diese Anforderungen entwickelte CMOS-Vision-Chips [Loo99] statt. Diese Techniken haben sehr kurze Innovationszyklen, so dass die Bildaufnahme keine sehr großen Probleme bei der Entwicklung von TVSS darstellt. Einzig der dynamische Bereich, der von der Kamera noch erfasst wird, entspricht noch nicht dem des menschlichen visuellen Systems. Jedoch wird durch die aktuelle Entwicklung von Bildsensoren mit einem hohen dynamischen Bereich¹⁷ diese Anforderung erfüllt werden.

Die größten Entwicklungsarbeiten sind im Bereich der Bildverarbeitung erforderlich. Neben den Bildverarbeitungsoperatoren, wie Ändern der Auflösung oder der Farbtiefe¹⁸ bzw. Kantenextraktion, gilt es die beste Transformationsfunktion zwischen den von der Bildaufnahme gewonnenen Daten und den für die taktile Darstellung benötigten Daten zu finden.

Die Ansätze von Bach-y-Rita die als „das Gehirn wird es schon richten“ übersetzt werden können warten immer noch auf ihre wissenschaftliche Fundierung.

Weitere Ansätze, wie die hochkomplexen Bildverarbeitungs- und Interpretationsalgorithmen in Roth et al. sind für statische Bilder sehr interessant, aber für wechselnde dynamische Bilder ist dieser Ansatz mit den heutigen Mitteln der Bildverarbeitung nicht möglich [Rot01].

Mit dem Ansatz statt dem kompletten Bild nur dessen Kanten zu übermitteln ist es möglich die Datenmenge, die taktil verarbeitet werden muss, deutlich zu reduzieren. Es muss jedoch noch überprüft werden, ob es Blinden durch Training möglich sein wird, die zweidimensionale taktile Darstellung der dreidimensionalen Welt zu interpretieren. Ferner ist der durch die Bildaufnahme fest vorgegebene Bildausschnitt, der über die Brennweite noch veränderbar ist, mit nichts aus dem vorhandenen Wahrnehmungsbereich von blinden Menschen zu vergleichen. Es ist zu hoffen, dass aktuelle Forschungen Ergebnisse über das Aussehen der Transformationsfunktion liefern.

Bei den taktilen Ausgabegeräten ist noch viel Entwicklungsarbeit notwendig, damit sie neben der Funktionalität auch noch portabel und kosmetisch unauffällig sind [Bla98]. Aufgrund diesen mechanischen Einschränkungen können viele der Geräte aus Abbildung 2.2 nicht als TVSS im engeren verwendet werden. Auch sind noch keine kompakten, portablen taktilen Ausgabegeräte publiziert worden.

¹⁷engl.: high dynamic range image sensors

¹⁸Hier zu zählt das Wandeln des Bildes von einem Farbbild in ein Grauwertbild oder von einem Grauwertbild in ein Binärbild.

Kapitel 3

Das pneumatische taktile Display

In diesem Kapitel wird das im Rahmen des SenSub Projektes entwickelte und aufgebaute pneumatische taktile Display (PTD) im Detail vorgestellt. Die Anforderungen an ein solches Gerät werden herausgearbeitet und seine Einsatzmöglichkeiten erörtert. Nach der Beschreibung des technischen Aufbaus folgt eine Charakterisierung der taktilen Reize anhand von theoretischen Abschätzungen und Messungen.

3.1 Anforderungen an taktile Displays bei der Verwendung im MRT

Für Experimente unter Laborbedingungen sind unterschiedliche Geräte entwickelt worden, die es ermöglichen, taktile Grafiken darzustellen (vgl. Kapitel 2). Durch das 1,5-3 Tesla starke magnetische Feld im Zentrum der Gradientenspule und das hochfrequente Wechselfeld von 80 MHz (vgl. Kapitel 1.4) können diese Geräte nicht ohne weiteres verwendet werden.

Taktile Ausgabegeräte für fMRT-Experimente müssen folgende Anforderungen erfüllen:

1. Aus Sicherheitsaspekten müssen die Geräte frei von ferromagnetischen Metallen sein.
2. Um die Aufnahme nicht zu stören, dürfen die Geräte keine Störstrahlung in dem Frequenzspektrum des MRT aussenden.
3. Es dürfen keine elektrischen Ströme fließen, da die induzierten Spannungen die Qualität der Aufnahme mindern. Durch die starken Wechselfelder können wiederum starke Ströme entstehen, die aus Sicherheitsgründen zu vermeiden sind.
4. Der Innendurchmesser der Röhre im Kernspintomographen beträgt 55 cm und verengt sich an der Kopfspule auf 33 cm (Abbildung 3.1). Alle Geräte müssen so dimensioniert sein, dass sie in diesem engen Bereich verwendbar sind.
5. Die Abfolge der Muster sollte mit den Aufnahmen des Kernspintomographen synchronisiert werden können.

6. Es sollte gewährleistet sein, dass ein möglichst großes Spektrum an unterschiedlichen taktilen Mustern darstellbar ist.

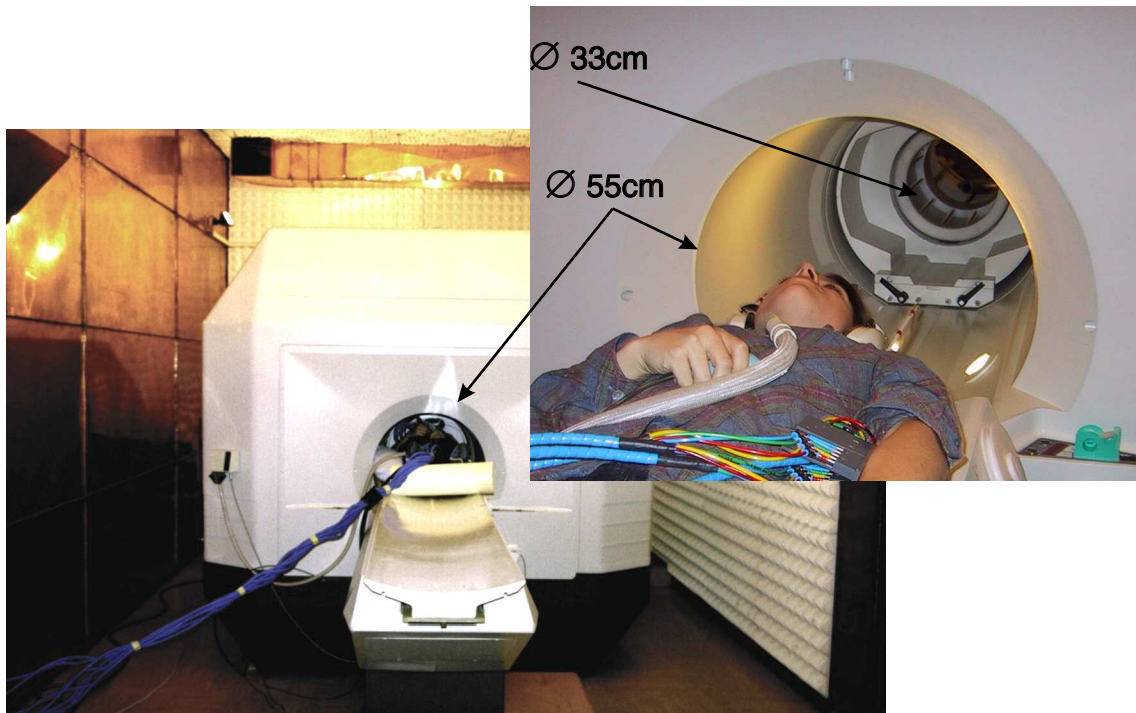


Abbildung 3.1: Frontansicht des Kernspintomographen. Es ist zu die 55 cm breite Röhre zu erkennen, in denen sich der Proband während des Experimentes befindet. Auf der rechten Seite ist die Kopfspule mit dem Innendurchmesser von 33 cm abgebildet.

3.2 Existierende Systeme zur taktilen Stimulation im Verlauf einer fMRT

Aufgrund der angesprochenen komplexen Anforderungen an Geräte, die innerhalb des Gradientenfeldes des Tomographen arbeiten, sind bei den meisten Veröffentlichungen bezüglich des somatosensorischen Systems unter Verwendung von fMRT, die taktilen Reize manuell erzeugt worden. Bei der manuellen taktilen Reizung werden wie in [Dow00, Ola01] mit Bürsten oder wie in [Yet95] durch Streicheln und Kratzen unterschiedliche Bereiche des Körpers nach festen Vorgaben von einem Helfer gereizt. Ergebnisse zur taktilen Objekterkennung [Dei99, Val01], dies beinhaltet das Wahrnehmen von Texturen an Oberflächen und der Form von Gegenständen, sind durch Auflegen unterschiedlicher Objekte in die Hände der Volontäre während der Aufnahme gewonnen worden.

Neben diesen Experimenten mit manuellen Reizungen gibt es auch Ansätze taktile Reize an unterschiedlichen Körperregionen automatisiert zu setzen. Speziell für die taktile Reizung im MRT sind pneumatisch angetriebene „fingerclips“ und ein durch Piezokeramiken angetriebener „vibrotactile stimulator“ entwickelt worden. Mit den in [Sti99] beschriebenen „fingerclips“ können vibrierende taktile Reize mit einer Frequenz von 4 Hz an verschiedenen Stellen des Körpers gesetzt werden. Der „fingerclip“ hat einen Durchmesser von etwa 3-4 mm und wird mit Druckluft (3 bar) angetrieben. Der in [Har00] beschriebene „vibrotactile stimulator“ besteht aus einer kreisförmigen Scheibe mit einem Durchmesser von 50,8 mm und einer Dicke von 0,35 mm. In der aufgeführten Studie wird

die Scheibe während der Untersuchung vom Probanden zwischen Daumen und Zeigefinger gehalten. Durch den piezoelektrischen Effekt kommt es bei Anlegen einer Wechselspannung zu einer Längenänderung, die als Vibration wahrgenommen wird. Mit diesem Reizgeber ist es möglich, Vibrationen mit Frequenzen zwischen 1 und 300 Hz zu erzeugen.

Eine weitere Methode zur taktilen Stimulation ist das Reizen mit elektrischen Strömen [Dis98], welche hauptsächlich bei der Schmerzforschung Verwendung findet und nicht ohne weiteres auf das PTD übertragen werden kann.

Allen Techniken ist gemeinsam, dass nur einzelne taktile Reize gesetzt bzw. einzelne Eigenschaften von Objekten bestimmt werden. Komplexe taktile Muster können mit keiner der angesprochenen Methoden erzeugt werden.

Die einzig bekannte fMRT Untersuchung, welche mit taktilen Mustern arbeitet, hat als Grundlage erhabene Papierbögen mit Worten in Brailleschrift [Bur02]. Bei dieser Studie ist die unterschiedliche Aktivierung bei der Präsentation von sinnvollen Worten gegenüber nicht sinnvollen Worten untersucht worden. Diese lexikalische¹ Methode erfordert von den Probanden Schriftverständnis und die Fähigkeit Brailleschrift zu lesen. Das Erlernen von Brailleschrift ist ein sehr langwieriger Prozess und somit ist es fast unmöglich sehende Probanden, die taktil Brailleschrift lesen können, zu finden. Diese Untersuchungsmethode eignet sich somit nicht für Vergleiche zwischen Sehenden und Blinden bezüglich der taktilen Wahrnehmung. Lesen von Brailleschrift hat zu der taktilen noch eine sehr starke haptische Komponente bei der Wahrnehmung, die mit einer Aktivierung im motorischen Cortex verbunden ist. Die Bewegung kann sich auch auf den Körper übertragen, was Bewegungsartefakte in den Aufnahmen zur Folge hat.

Bei allen taktilen Grafiken bzw. Brailleschrift auf Schwellpapier ist es nicht möglich interaktiv die Darstellung zu ändern, es ist jedes Mal der manuelle Eingriff einer Hilfsperson beim Experiment notwendig. Das im Folgenden beschriebene PTD stellt das erste aktive taktile Anzeigesystem für fMRT-Experimente dar.

3.3 Komponenten des PTDs

Das PTD-System ist entwickelt, um mit ein und dem selben System sowohl im Labor als auch während eines fMRT-Experiments taktile Reize zu setzen. Der Schwerpunkt des Designs liegt bei der Anwendbarkeit im MRT und nicht bei der Anwendung im Labor was zur Folge hat, dass das Gerät im Labor etwas aufwendig bzw. klobig wirkt.

Die vier Hauptkomponenten des PTD-Systems (vgl. Abbildung 3.2) sind das pneumatisch angetriebene Display (PTD), welches die taktilen Muster auf der Haut erzeugt, die elektro-pneumatische Schnittstelle (EPI²), welche die Signale vom Computer in pneumatische Druckschwankungen für das PTD transformiert, die Trigger- und Ein-/Ausgabe-Verarbeitungseinheit (TIOTU³), die den Trigger des MRT und die Ein/Ausgabe Signale transformiert, sowie ein Computer, der die Mustergenerierung und die Überwachung der Komponenten steuert.

3.3.1 Spezielle auf das fMRT abgestimmte Implementation des PTD-Systems

Die Gradientenspule erzeugt ein radiales Magnetfeld mit einem Maximum von 2 T. Jeder ferromagnetische Gegenstand wird sofort in Richtung Kopfspule gezogen und kann den Probanden verletzen bzw. den MRT schädigen. Das PTD, welches sich während des Experimentes zusammen mit den

¹Die Aufgabe beruht auf Schrift bzw. Buchstaben.

²engl.: electro pneumatic interface

³engl: trigger and input/output transforming unit ; wurde bei der Entwicklung häufig auch als „trigger-box“ bezeichnet.

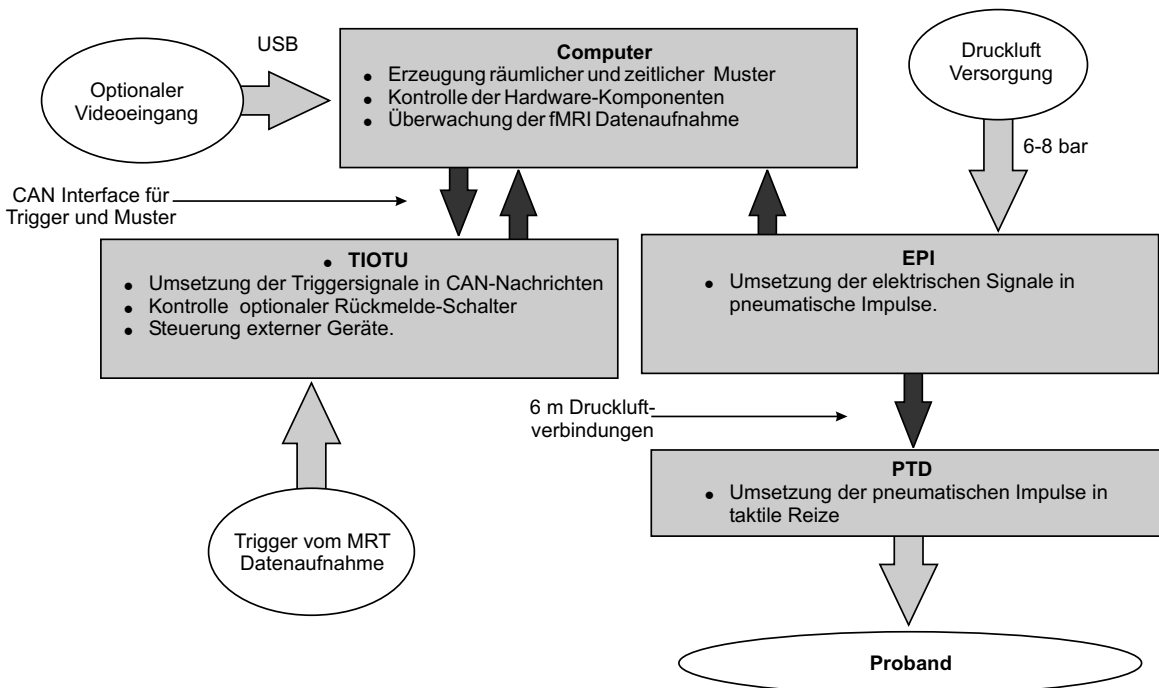


Abbildung 3.2: Die vier Hauptkomponenten des PTD-Systems.

Schläuchen in der Nähe der Kopfspule befindet ist aus Materialien mit einer sehr geringen (≈ 1) Suszeptibilität gefertigt.

Durch den pneumatischen Antrieb der Aktuatoren fließen innerhalb des Gradientenfeldes keine Ströme und es werden auch keine geschlossenen Leiterschleifen benötigt. Dies sichert, dass es bei den Aufnahmen nicht zu Artefakten oder Interferenzen zwischen dem MRT und dem PTD-System kommt. Durch das Vermeiden geschlossener Leiterschleifen innerhalb der Aufnahmeröhre ist sichergestellt, dass keine Wirbelströme durch Induktion entstehen, die eine Brand- und einer Verletzungsgefahr darstellen würden.

Innerhalb des direkten Umfeldes des MRT, d.h. innerhalb des umgebenden Faradayschen-Käfigs, befindet sich nur das EPI. Es befindet sich in einem Abstand von 6 m vom Zentrum des Magnetfeldes entfernt. Durch die Abnahme der magnetischen Feldstärke mit $1/r^3$ ist der störungsfreie Betrieb gewährleistet (vgl. Abbildung 3.3).

Die serielle Verbindung zwischen EPI, TIOTU und Computer findet über einen CAN⁴-Bus statt. Der CAN-Standard erlaubt es auch in Umgebungen mit starken elektromagnetischen Störungen sicher Daten zu übertragen. In der gewählten Implementation kann die serielle Leitung eine Länge von 40 m haben. Es ist somit möglich den Computer innerhalb des Kontrollraums des MRT zu betreiben, um den Ablauf des Experimentes zu beobachten.

Durch die Rückmeldeleitung (Triggerleitung) vom MRT zum TIOTU ist es möglich voll automatisiert Abfolgen von Mustern synchron zu der jeweiligen Aufnahme des MRT zu generieren. Das Programm zur Mustergenerierung ist so konzipiert, dass alle mit der gegebenen Auflösung machbaren Muster generiert werden können.

Der eingeschränkte Platz innerhalb der Tomographen-Röhre ist in der geringen Bauhöhe des PTDs von 10 cm berücksichtigt. Bei der Befestigung des PTDs am Abdomen des Probanden werden die Schläuche rechts und links vom Probanden weggeführt (vgl. Abbildung 3.17(a)).

⁴engl.: Controller Area Network

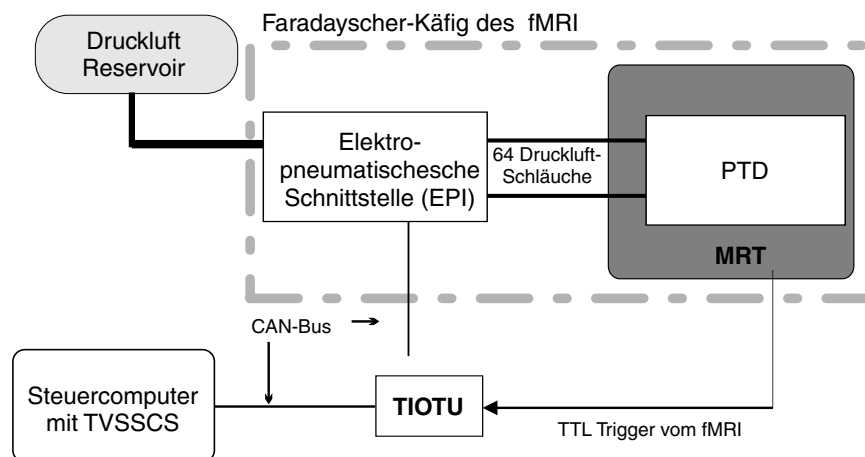


Abbildung 3.3: Aufbau des PTD-Systems bei einem Experiment. Das PTD ist in der Röhre des Tomographen und das EPI befindet sich in einem Abstand von 6 m vom Zentrum des Gradientenfeldes. Außerhalb des Faradayschen-Käfigs befindet sich die TIOTU, der Kompressor für die Druckluftversorgung und der Computer.

3.4 Darstellbare Muster

Das PTD-System hat die Flexibilität einfache taktile Reize mit vier Aktuatoren oder komplexe Muster mit 16 bzw. 64 Aktuatoren darzustellen. Bei der Darstellung von komplexen Mustern werden die 64 Aktuatoren in einer regulären 8×8 und entsprechend bei 16 Aktuatoren in einer regulären 4×4 Matrix angeordnet.

Bei 64 Taxel ist es möglich $1,8 \cdot 10^9$ verschiedene Bilder darzustellen. Die darstellbaren Bilder bestehen beim PTD aus 8×8 weißen und schwarzen Bildpunkten. Bei der Transformation von einem schwarzweißen Bild in eine taktile Grafik, werden die weißen Punkte erhaben dargestellt, d.h. die entsprechenden Taxel drücken auf die Haut. Der Zustand des Aktuators in dem der Taxel Druck auf die Haut ausübt, wird als Zustand *aktive* bezeichnet. Entsprechend wird die Ruheposition in der der Taxel die Haut nicht berührt mit dem Zustand *passive* bezeichnet.

Das PTD-System erlaubt es, weiße Punkte nicht nur als statischen Druck auf der Haut, sondern auch durch Vibrieren des entsprechenden Taxel darzustellen. Bei der Vibration wechselt der Taxel mit der Vibrationsfrequenz (ν) zwischen den Zuständen *aktive* und *passive*.

Im Gegensatz zu visuellen Bildern lassen sich bei der Darstellung von taktilen Grafiken räumliche und zeitliche Effekte nicht ohne weiteres trennen. Die zwei Grundtypen von Mustern sind die rein räumlichen und die rein zeitlichen Muster. Wobei die Darstellungsmodi statisch oder vibrierend einen weiteren Freiheitsgrad darstellen.

A: Räumliche Muster sind ausschließlich durch die räumliche Anordnung der einzelnen Taxel charakterisiert. Bei allen Studien mit Schwellpapier [Loo91], sowie bei allen Untersuchungen mit dem VTD findet diese Art von Muster Anwendung [Mau98, Rie02].

In Abbildung 3.4 ist als Beispiel gezeigt wie ein Quadrat oder ein Buchstabe mit dem PTD-System dargestellt werden kann. Es ist hervorzuheben, dass die Muster nicht notwendigerweise lexikalisch sein müssen.

B: Zeitliche Muster sind definiert durch die Abfolge von einzelnen Bildern. Als Beispiel ist in Abbildung 3.5 eine vertikale Linie, die von links nach rechts wandert, dargestellt. Dieses Wandern wird von Probanden häufig als Bewegung interpretiert.

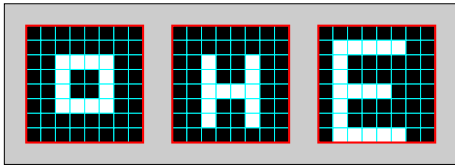


Abbildung 3.4: Beispiel für die Verwirklichung räumlicher Muster beim PTD.

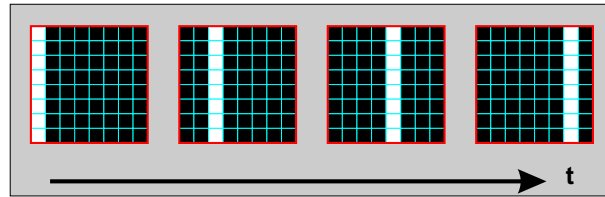


Abbildung 3.5: Beispiel für die Verwirklichung eines zeitlichen Musters beim PTD.

3.4.1 Steuerung der Musterabfolge

Für die Auswertung von fMRT-Experimenten muss gewährleistet sein, dass die Abfolge der Muster mit der Messung synchronisiert ist. Mit dem PTD-System ist es möglich ein Abfolge von Mustern vor Beginn des Experiments in einem Paradigma festzulegen. Diese Paradigmen beinhalten sowohl die zeitliche und die räumliche Struktur des Musters, als auch den Zeitpunkt wann sie erscheinen sollen. Für die Bestimmung des Zeitpunktes werden die einzelnen Aufnahmen des fMRT gezählt und der Zeitpunkt zur Auslösung des Paradigmas in Einheiten der Aufnahmenummer des fMRT angegeben.

3.5 Die elektro-pneumatische Schnittstelle

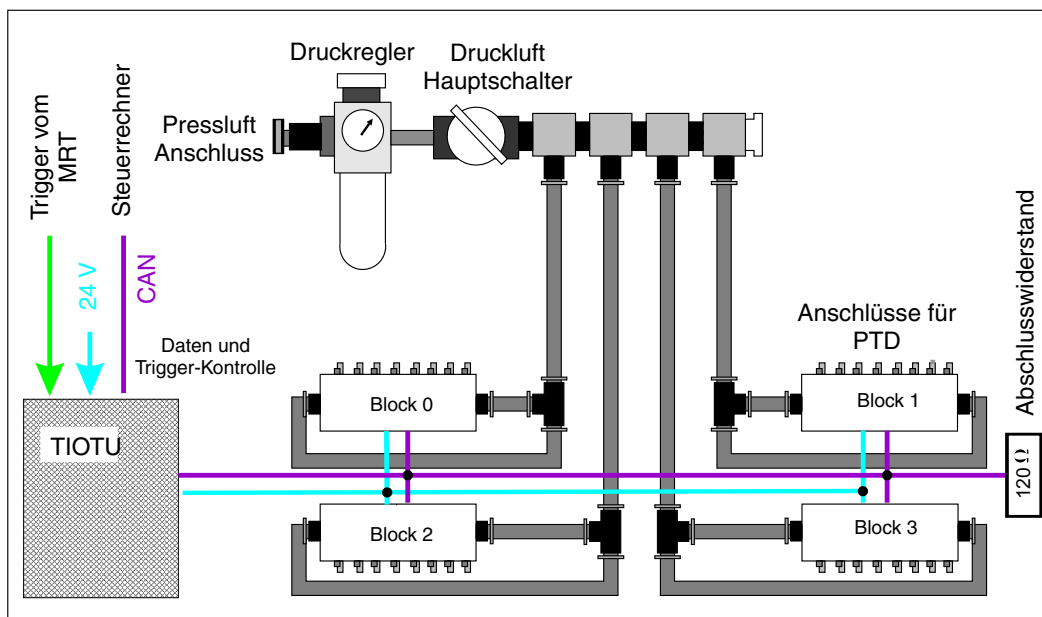


Abbildung 3.6: Schematische Darstellung des EPIs

Die Abbildung 3.7 zeigt ein Foto des elektro-pneumatischen Interfaces, welches mit einer Schallschutzhaube umgeben ist. Das EPI besteht aus 4 Ventilblöcken, einem Druckminderer, einem pneumatischen Ein- und Ausschalter für die Pressluft, die Ventilinseln mit Schalldämpfern sowie einer im PC eingesteckten CAN-Interface Karte. Bei den verwendeten CAN-Interface Karten handelt es sich um eine kommerziell erhältliche Karte der Firma Microcontrol [Mic02]. Diese setzt die von dem Steuer-Software erzeugten Muster in entsprechende CAN-Nachrichten für das EPI um (Erläuterungen

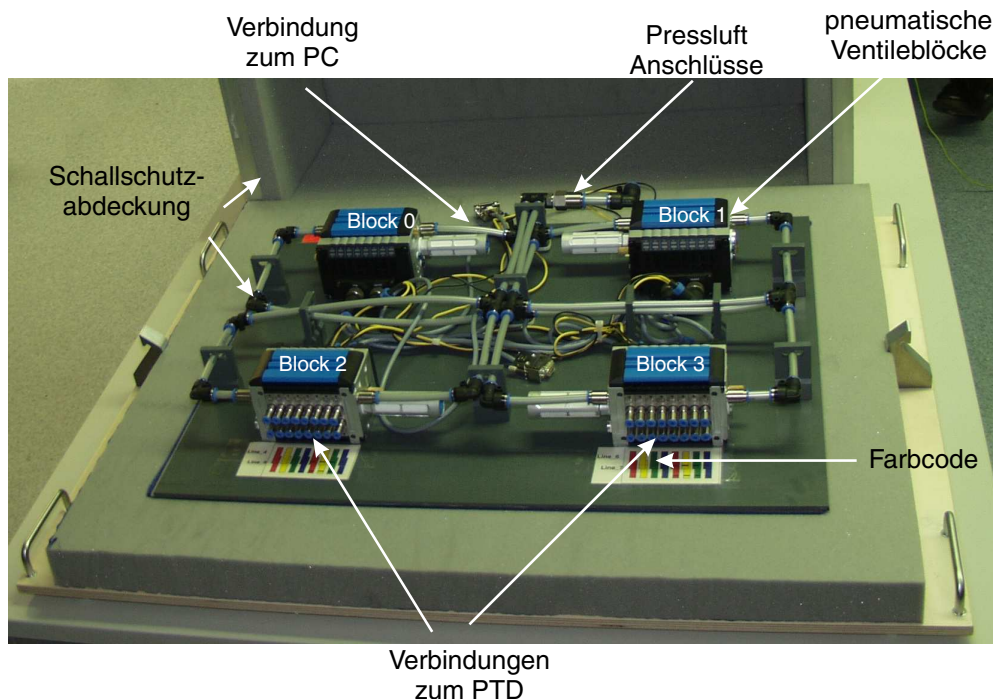


Abbildung 3.7: Das EPI mit montierter Schallschutzhaube. Bei dieser Version des EPI wurde der pneumatische Ein/Ausschalter und der Druckminderer außerhalb der Schallschutzhaube montiert und ist auf diesem Foto nicht sichtbar.

zum Datenprotokoll finden sich im Kapitel 3.6.1).

Die CAN-Nachrichten werden in Ventilblöcken der Firma Festo [Fes02] in pneumatische Impulse umgesetzt. Die Produktbezeichnung „Ventilinsel 10P-10-8C-CO-N-Y-8C“ impliziert, dass jeder Block aus 16 einzeln ansprechbaren 3/2 Schaltern besteht.

Die 3/2 Schalter sind Dreiwegeventile mit zwei Schalterstellungen bei denen im eingeschalteten Zustand die Versorgungsluft mit dem am Druckminderer eingestellten Luftdruck von 3-7 bar an den Ausgang gelegt wird. Im ausgeschalteten Zustand sind die Ausgänge mit den Entlüftungsleitungen verbunden, welche durch Schalldämpfer abgeschlossen sind. Jeder der Ventilblöcke besitzt eine eigene Logik, so dass jedes Ventil individuell über eine CAN-Nachricht angesprochen werden kann. Innerhalb dieser CAN-Nachricht SetValves wird über zwei Datenbytes der Zustand jedes Ventils definiert. Die Zuordnung der einzelnen Ventile auf die zwei Datenbytes sowie die mechanische Anordnung der Ausgänge an den Ventilblöcken ergibt sich aus Tabelle D.2. Für das implementierte CAN-Protokoll wird jedem Ventilblock eine eindeutige Stationsnummer zugeordnet, die aus Tabelle D.3 ersichtlich ist.

Die in Tabelle D.4 angegebene Zuordnung zwischen Schalter und Aktuator ist so gewählt, dass sich bei den Pressluftschräuchen ein fester Farbcode (vgl. Abbildung 3.7) einstellt. Die Zuordnung zwischen Taxel und Ventilschalter hat somit einen Farbcode, so dass das Verbinden von PTD und EPI allein durch Stecken der Schläuche in der richtigen Reihenfolge der Farben erfolgen kann. Der Farbcode ersetzt die manuelle Beschriftung jeder einzelnen Leitung. Die Umsetzung zwischen Schalter und Taxel erfolgt in der Software des Computers und kann dort gegebenenfalls umkonfiguriert werden.

Bei der Ansteuerung von einem Display mit 16 Taxel in einer 4×4 Anordnung wird nur Block 0 angesprochen. Die sich dann ergebende Zuordnung zu den Taxel ist im Anhang D in Tabelle D.1

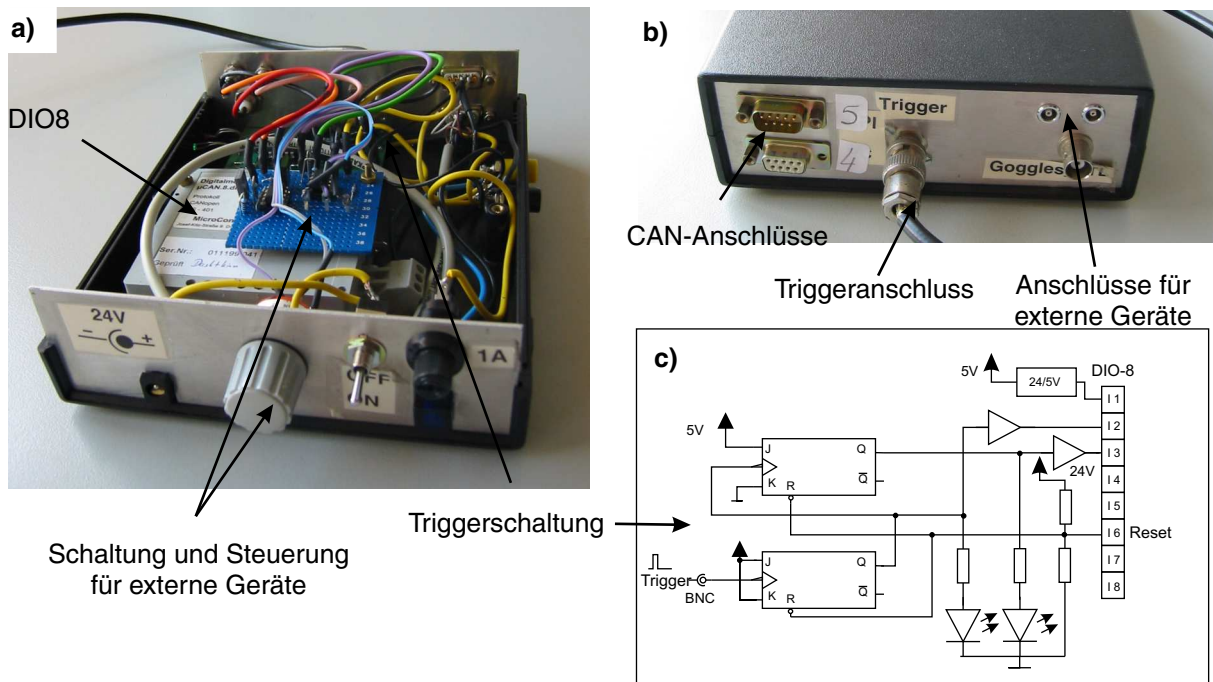


Abbildung 3.8: a) Ansicht auf das geöffnete TIOTU . b) Ansicht von hinten. c) Schaltplan der in das TIOTU integrierten Schaltung zur Detektion des Triggers.

beschrieben.

Die Verbindung zwischen dem EPI und dem PTD erfolgt über 64 Pneumatikschläuche⁵. Durch kalibrierte Außendurchmesser sind die Verbindungen auf der Ventil- sowie auf der PTD-Seite steckbar. Die Luftmenge, die bei jedem Ein- und Ausschalten bewegt werden muss, wird durch die Pneumatikschläuche mit 6 m Länge und 2,1 mm Innendurchmesser sowie den Betriebsdruck von 4 bar bestimmt. Die Länge der Schläuche ist durch die geometrische Abmessung des verwendeten Tomographen vorgegeben. Der Durchmesser der Schläuche ergibt sich als Kompromiss aus benötigtem Durchfluss und maximaler Flexibilität. Eine genaue Berechnung des Luftverbrauches des PTD-System findet sich in Kapitel 3.9.1

3.6 Die Trigger und Ein/Ausgabe Verarbeitungseinheit

Der Kernspintomograph sendet am Anfang jeder neuen Aufnahme ein Triggersignal. Dieses Triggersignal ist ein TTL-Impuls⁶ mit einer Impulsbreite von 1 ms und einer Signal-Amplitude von 3 V. Dieses Signal wird für die im Kapitel 3.4.1 angesprochene Steuerung der Musterabfolge verwendet. Eine der Aufgaben der TIOTU ist es dieses Signal des MRT zu detektieren, in eine entsprechende CAN-Nachricht umzuwandeln und dem Computer mitzuteilen. Um sicher zu gehen, dass durch zeitliche Schwankungen zwischen der PTD Ansteuerung und dem MRT keine Triggersignale übersehen werden, ist die Schaltung aus Abbildung 3.8 in die TIOTU integriert. Sie detektiert ob ein neues Triggersignal angekommen ist, bevor der Computer das vorhergehende Signal interpretiert hat.

Die Funktionsweise der Schaltung ist im Folgenden beschrieben. Das Triggersignal des Tomographen liegt auf dem Takt-Eingang eines flankengesteuertes JK-Flipflops. Die Schaltung des J- und

⁵Festo mit der Produktbezeichnung PUN-3

⁶Transistor Transistor Logik; definiert die Schaltpegel.

K-Eingangs auf konstant logisch Eins bewirkt, dass der Ausgang des Flipflops bei jedem Eintreffen einer negativen Flanke des Triggersignals seinen Zustand ändert (toggled⁷). Bei jedem Wechsel des logischen Zustandes des Flipflop Ausgangs wird von dem integrierten digitalen Ein/Ausgabemodul⁸ (DIO-8) die CAN-Nachricht `TriggerDetect` zum Computer gesendet. Dieser setzt mit der CAN-Nachricht `TriggerReset` das Flipflop über DIO-8 zurück auf logisch Null.

Bei Eintreffen eines Triggersignals bevor der Computer die CAN-Nachricht `TriggerReset` gesendet hat, wechselt durch die Beschaltung des ersten Flipflop das zweite Flipflop von logisch Null auf logisch Eins. Dieser Wechsel bewirkt, dass über die DIO-8 die CAN-Nachricht `TriggerError` an den Computer gesendet wird. Die Software auf dem Computer wertet diese CAN-Nachricht als entsprechende Fehlermeldung aus.

Die im DIO-8 vorhandenen verbleibenden 5 Ein- bzw. Ausgänge werden zu der Erzeugung der 5V Referenzspannung (Ausgang 1), zur Ansteuerung spezieller Ausgabegeräte (Ausgang 4 & 5) sowie für zukünftige Rückmeldeschalter (Eingang 7 & 8) verwendet.

Die TIOTU bildet auch die Grundlage der 24 V Stromversorgung des PTD-Systems. Die 24 V Versorgungsspannung des TIOTU wird durch ein 24 V/40 W Schaltnetzteil geliefert. Zur Unterdrückung von Störungen werden die Stromkreise für die Ventilsolen und die Spannungsversorgung der CAN-Logik getrennt geführt (vgl. Abbildung 3.9) und erst in der TIOTU zusammengelegt.

3.6.1 CAN Interface

Bei der Kommunikation zwischen Computer, EPI und TIOTU handelt es sich um eine Kommunikation zwischen niedrigeren Prozessoren, Sensoren und Aktuatoren. Um den Aufwand der Verdrahtung des Netzwerkes und um Übertragungsfehler zu reduzieren wird für diese einfachen Kommunikationsaufgaben ein so genanntes Feldbussystem eingesetzt. Bekannte Feldbusprotokolle sind Profibus, Interbus-S etc. sowie das Ende der achtziger Jahre von der Firma Robert Bosch GmbH entwickelte CAN-Protokoll⁹ [Law00].

Das Anforderungsprofil für die Kommunikation im PTD-System ist:

- Die erlaubte gesamte Leitungslänge des Feldbusses sollte mindestens 30 m betragen. Dadurch ist es möglich den Computer und das TIOTU außerhalb des Faradayschen-Käfigs zu betreiben (vgl. Abbildung 3.3).
- Die Geschwindigkeit des Feldbusses muss es erlauben alle Aktuatoren gleichzeitig mit einem maximalen Versatz von 10 ms anzusteuern. Das bedeutet, dass ein Bussystem mit kurzen Latenzzeiten und kleinen Datenpaketen bevorzugt wird.
- Um den Aufwand bei der Implementation zu reduzieren, können nur Feldbus-Protokolle verwendet werden, die von Herstellern der pneumatischen Schalter unterstützt werden.
- Für den Computer muss Hardware zur Umsetzung der Befehle verfügbar sein, die eine individuell programmierbare Schnittstelle zur Steuersoftware (TVSSCS) besitzt.
- Die im Protokoll definierte physikalische Ebene (Signalpegel, Eingangs- und Ausgangsimpedanzen, Spezifikationen der Kabel, etc.) darf das MRT nicht stören. Ebenso darf die Übertragung nicht durch die starken elektromagnetischen Felder im Umfeld des Kernspintomographen beeinflusst werden.

⁷engl.: hin und her wechseln

⁸Von der Firma MicroControl [Mic02] mit der Bezeichnung „DIO-8“

⁹engl.: Controller Area Network

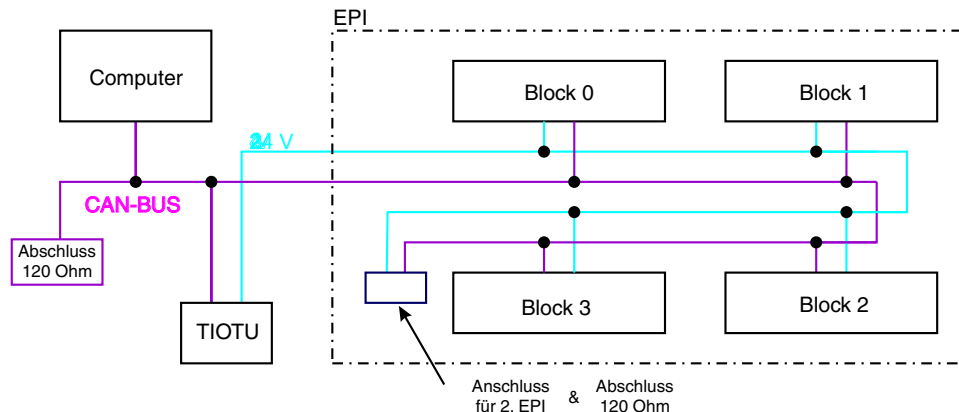


Abbildung 3.9: Der CAN-Bus des PTD-Systems .

- Die für die Versorgung benötigten Kabel sollten einfacher d.h. gängiger Spezifikation genügen.
- Die Implementation von kurzen Befehlen sollte möglich sein.
- Eine eingebaute Fehlerkorrektur ist in einer Umgebung mit starken elektromagnetischen Störungen von Vorteil.

Da es mit dem CAN-Protokoll am besten möglich ist das aufgeführte Anforderungsprofil zu implementieren, ist es als Kommunikationsschnittstelle für das PTD-System gewählt worden. Ein ausführlicher Vergleich der unterschiedlichen Feldbus-Protokolle findet man u.a. in [Law00].

Das gewählte CAN-Protokoll zählt zu der Gruppe der Autobus-Protokolle, d.h. Protokolle die hauptsächlich für Anwendungen im Automobil entwickelt wurden, sich aber auch in industriellen Anwendungen durchgesetzt haben. Es ermöglicht sowohl den Aufbau einer Single- als auch einer Multimaster-Hierarchie. Im vorliegenden Fall bilden der Computer, das TIOTU sowie die vier Ventilseln auf dem EPI die sechs Knoten des Feldbusses (vgl. Abbildung 3.9). Die vier Stationen auf dem EPI und das TIOTU sind jeweils gleichberechtigt Teilnehmer während der Computer als Master die Steuerung des Protokolls übernimmt. Durch die Multimaster-Hierarchie ist es jedem Knoten möglich auf das Kommunikationsmedium zugreifen. Es ist somit möglich, dass ein Sensor bei Eintreffen eines Ereignisses, z.B. dem Eintreffen eines Triggersignals oder dem Betätigen eines Rückmeldeschalters eine Nachricht sendet.

Beim CAN-Protokoll werden alle Nachrichten als Rundruf¹⁰ gesendet, das bedeutet, dass ein Sender grundsätzlich an alle Knoten sendet. Der Steuerknoten hat somit die Möglichkeit mit nur einer Nachricht alle anderen Knoten zu adressieren. Durch diese ereignisorientierte Übermittlung der Nachrichten reduziert sich der Verkehr auf den Datenleitungen enorm. In Verbindung mit den kurzen Nachrichten des CAN-Busses lassen sich somit sehr schnell Nachrichten übermitteln. Aufgrund der Spezifikation kann bei einer Leitungslänge von 40 m und einer Abzweiglänge, die kleiner als 40 cm ist eine Taktrate von 1 Mbit/s erreicht werden. Bei einer Paketlänge des implementierten Protokolls mit Standard-Frame von 66 bis 130 Bits [Law00] benötigt eine Nachricht 66-130 μ s. Nach dem Senden der Nachrichten zur Initialisierung des EPIs und des TIOTUs werden im laufenden Betrieb folgende Nachrichten gesendet:

SetOut Diese Nachricht setzt die nicht benutzten Ausgänge des TIOTU um externe Geräte anzusteuern. Eine Anwendung ist in [Zap03] beschrieben.

¹⁰engl.: broadcast

TriggerReset Diese Nachricht setzt das in der TIOTU zurück (Kapitel 3.6).

TriggerDetect Die Nachricht `TriggerDetect` wird ereignisgesteuert von der TIOTU gesendet sobald ein Triggersignal eintrifft.

TriggerError Die Nachricht `TriggerError` wird ereignisgesteuert von der TIOTU gesendet, wenn es Probleme mit der Detektion eines Triggersignals gibt.

Feedback Sobald einer der beiden Rückmelde-Schalter gedrückt wird, sendet die TIOTU diese Nachricht.

SetValves Diese Nachricht muss an jede Ventilinsel gesendet werden. Sie enthält die Information über den Zustand der Ventile. Die Ventile schalten sofort nach dem Erhalt der Nachricht in den kodierten Zustand.

Für das Wechseln eines Musters auf dem PTD ist es notwendig vom Computer 4 Nachrichten an die Ventilinseln zu senden. Zusätzlich wird noch eine Nachricht an die TIOTU, zum zurücksetzen des Triggersignales, gesendet. Diese fünf Nachrichten bestehen jeweils aus 82 Bit, so dass die Übertragung von einem Muster 410 μ s dauert. Diese protokollbedingte Latenzzeit ergibt sich bei der gewählten Übertragungsgeschwindigkeit des CAN-Protokolles von 1 Mbit/s. Im Vergleich zu den Latenzzeiten der Ventile und dem Ansprechverhalten des sensorischen Systems ist diese Zeitspanne so gering, dass man von Echtzeit sprechen kann.

Durch die starken elektromagnetischen Störungen im Umfeld des Tomographen kann es bei der Übertragung der einzelnen Nachrichten vorkommen, dass einzelne Datenbits nicht richtig gesetzt oder erkannt werden. Das CAN-Protokoll bietet im Vergleich mit anderen Autoprotokollen eine sehr leistungsfähige Fehlerkorrektur. Durch eine zyklische Blockprüfung (CRC¹¹) einer 15 Bit langen Prüfsequenz, sowie einem rezessiv übertragenen Begrenzungsbit wird erreicht, dass Bitfehler bis zu einer Hamming-Distanz von 6 korrigiert werden. Bei einem Fehler wird der Sender der Nachricht automatisch veranlasst die Nachricht ein zweites Mal zu senden.

Als Interface zwischen TVSSCS und CAN-Bus sind Interface-Karten der Firma MicroControl [Mic02] in Betrieb. Für Anwendungen im Labor mit einem Desktop-Rechner wird eine an den PCI-Bus des Computers angeschlossene Karte¹² und für Anwendungen im MRT eine PCMCIA-Karte¹³ verwendet. Beide Karten sind mit einer Programm-Bibliothek ausgeliefert worden, die es erlaubt CAN-Funktionen individuell aus der Software aufzurufen und die angeschlossenen Geräte anzusprechen.

3.6.2 Elektromagnetische Verträglichkeit des CAN-Busses

Die Grundfrequenz der RF-Signale im MRT liegt bei 88 MHz. Jedes Signal innerhalb des Faradayschen Käfigs, das Störstrahlung aussendet, die in diesem Frequenzbereich liegt, kann Artefakte in der Bildaufnahme hervorrufen. Wie in der Abbildung 3.3 ersichtlich wird das EPI mit dem TIOTU über den CAN-Bus miteinander verbunden. Durch die räumlichen Gegebenheiten im Strassburger MRT ist es unvermeidbar, dass diese Datenleitungen den Faradayschen Käfig kreuzen. Es somit wichtig, dass das ausgestrahlte Frequenzspektrum der digitalen Signalübertragung, die Datenaufnahme nicht stört. Im Experiment sind im Rahmen der derzeitigen Empfindlichkeit des MRT keine Artefakt erkennbar, die auf Wechselwirkung zwischen der Datenübertragung auf dem CAN-Bus und der Datenaufnahme im MRT schließen lassen.

¹¹ engl.: Cycle Redundancy Check

¹² „ μ CAN.pc.PCI-331“

¹³ „ μ CAN.pc.PCMCIA“

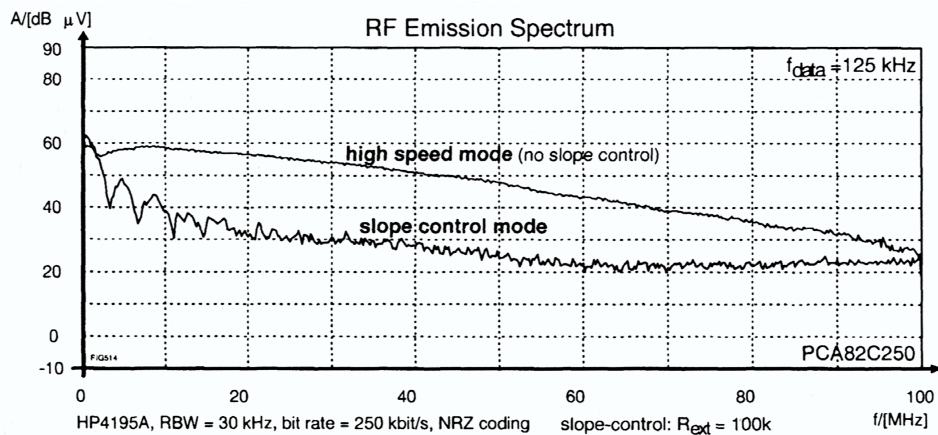


Abbildung 3.10: Das Leistungsspektrum der CAN-Datenübertragung. Die Datenrate ist auf 125Mbit/s eingestellt (aus [Law00]).

Dies ist nicht erstaunlich, da die physikalische Ebene¹⁴ der CAN-Spezifikation nach dem Gesichtspunkt der elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) ausgelegt ist [Law00]. Bei der eingestellten Übertragungsrate von 1 Mbit/s ist die Grundfrequenz der Datenleitungen 500 kHz. Die Signalübertragung auf den beiden Datenleitungen ist differentiell mit einem Spannungshub von 1-3 V. Diese Datenleitungen werden als verdrehte Leitungen¹⁵ in einem abgeschirmten Kabel geführt, was zusätzlich zu einer Reduktion der elektromagnetischen Störstrahlungen führt. Das Frequenzspektrum (vgl. Abbildung 3.10) zeigt, dass im Bereich vom 88 MHz beim verwendeten Protokoll keine Signalspitzen zu erkennen sind.

Die Spezifikation würde zusätzlich noch eine Reduktion der Flankensteilheit¹⁶ in den Datenleitungen unterstützen, so dass bei Anwendungen, die eine höhere EMV erfordern, entsprechende Filterglieder eingebaut werden könnten.

3.7 Der mechanische Aufbau des taktilen Displays

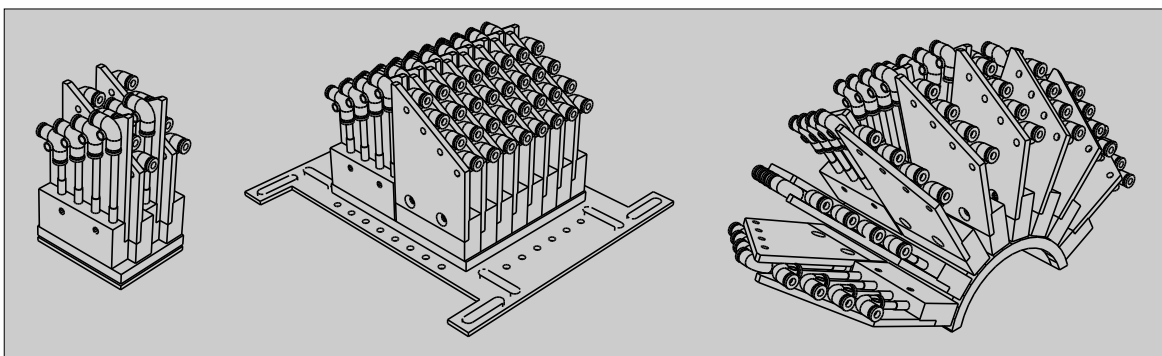


Abbildung 3.11: Drei mögliche Aufbauten für ein taktilen Display.

¹⁴engl.: physical layer

¹⁵engl.: twisted pair

¹⁶engl.: slope control

3.7.1 Formgebung

Das Display, das die taktile Schnittstelle zur Haut des Probanden bildet, besitzt einen modularen Aufbau. Durch diese Modularität können Displays mit unterschiedlicher Form der Grundplatte bzw. unterschiedlicher Auflösung realisiert werden. Die Zeichnungen in Abbildung 3.11 zeigen die drei im Rahmen des *SenSub*-Projektes verwirklichten Anordnungen.

In Abbildung 3.11 links ist ein Display mit 16 Taxel in einer 4×4 Anordnung mit einer ebenen Grundfläche dargestellt. Durch die geringe Auflagefläche von $40 \times 40 \text{ mm}^2$ kann es an unterschiedlichen Stellen am Körper des Probanden angebracht werden.

Das in derselben Abbildung rechts dargestellte Display ist für die Befestigung am Unterarm eines Probanden konstruiert. Die Grundfläche ist entsprechend von der Taxelseite gesehen konkav geformt. Mit den 64 Taxel in einer regulären 8×8 Anordnung entspricht es in der Auflösung dem PTD, das in der Abbildung rechts dargestellt ist. Das Display mit konkaver Grundfläche kam in Rahmen von *SenSub* nicht zum Einsatz, da Vergleichsuntersuchungen mit taktilen Reizungen am Körperstamm durchgeführt wurden. Durch die konkave Form ist zudem die Reproduzierbarkeit der Reize aufgrund unterschiedlicher Durchmesser der Unterarme von Proband zu Proband, nicht sichergestellt.

Das PTD besteht aus 64 Taxel in einer regulären 8×8 Anordnung, die gleichmäßig auf einer Fläche von $80 \times 80 \text{ mm}^2$ verteilt sind. Der Abstand der Taxel beträgt somit in beiden Dimensionen 10 mm, was zu einer räumlichen Auflösung von 1 Taxel/ cm^2 führt.

Wie aus der Abbildung 3.11 Mitte ersichtlich, ist das PTD aus 16 einzelnen Modulen aufgebaut, die im Folgenden näher beschrieben werden.

3.7.2 Aufbau der Module

Der Aufbau der Module ist kontinuierlich verändert und verbessert worden, so dass im Rahmen dieser Arbeit zwei Typen von Modulen entstanden sind. Die beiden Typen unterscheiden sich in ihrem mechanischen Aufbau und im Abstand der Taxel zueinander. Für die Studie in Kapitel 4.2 sind Module vom Typ A verwendet worden, während das PTD aus Modulen des Typs B aufgebaut ist.

Modul von Typ A

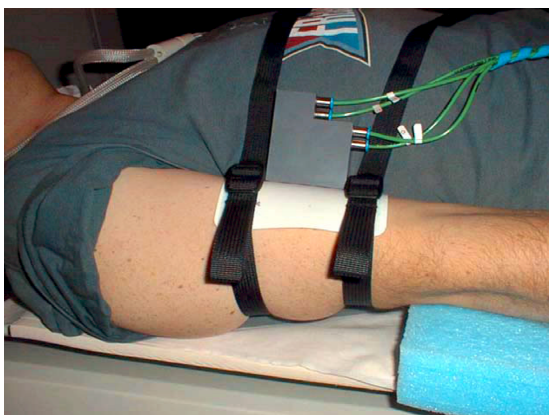


Abbildung 3.12: Ein Modul des Typs A bei einem fMRT Experiment am rechten Oberarm befestigt.

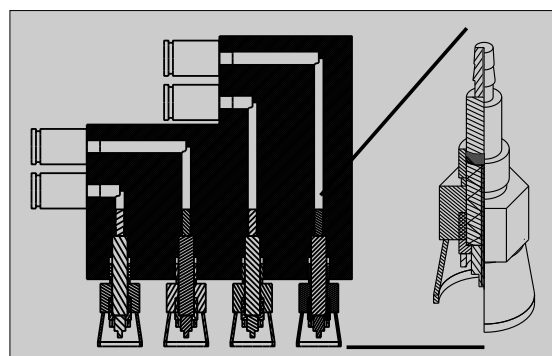


Abbildung 3.13: links: Schnitt entlang der Verbindungslinie der Taxel bei einem Modul des Typs A. rechts: Aluminiumhalter für die mit Pressluft getriebenen Aktuatoren.

Bei Typ A befinden sich die Taxel in einem Abstand von 15 mm zueinander (vgl. Abbildung 3.13).

Die Pressluftleitungen vom EPI werden an der stufenförmigen Stirnseite des Moduls eingesteckt. Durch die anschließenden Bohrungen mit 2,5 mm Durchmesser wird die Luft zu den 4 Aktuatoren geleitet.

Als Aktuatoren dienen die im Weiteren beschriebenen Zylinder, deren Luftanschluss durch eine Presspassung in den Luftkanälen erfolgt. Auf der Haut zugewandten Seite sind diese Zylinder in einen Aluminiumhalter (Abbildung 3.13) eingeschraubt, der mit einer Silikonauflage von 10 mm Durchmesser abschließt. Die Silikonauflage gewährleistet einen konstanten Abstand zur Haut. Der taktile Reiz wird erzeugt, indem die Kolbenstange des Zylinders direkt auf die Haut des Probanden drückt.

Modul von Typ B

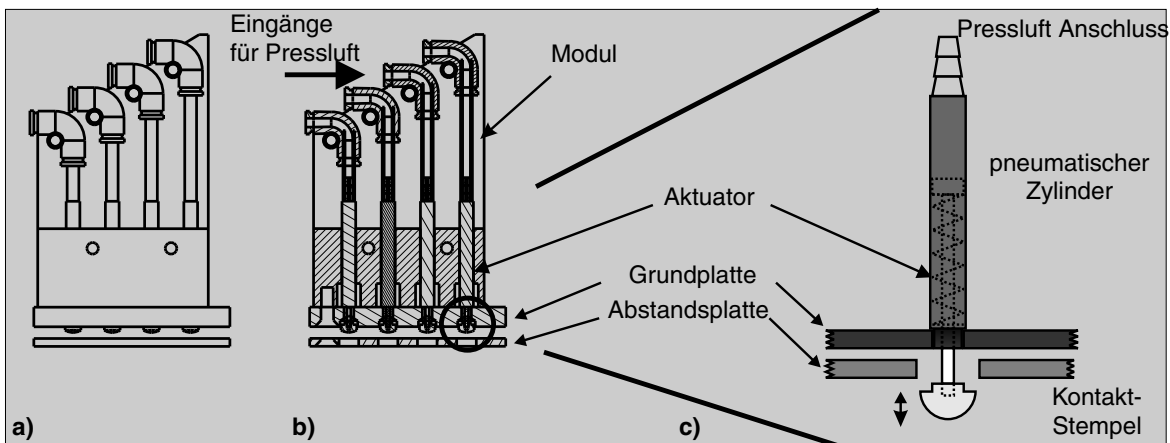


Abbildung 3.14: Module vom Typ B. Der Schnitt in Abbildung b) und c) verläuft entlang der Taxelreihe.

Beim Type B für das PTD ist der Abstand der Taxel von 15 mm auf 10 mm reduziert worden. Dies ist durch eine vollständige Neuentwicklung der Module erreicht worden. Die Module vom Typ B sind aus mehreren Einzelteilen aufgebaut. Die Versorgung mit Pressluft erfolgt ebenso steckbar an der stufenförmigen Stirnseite. Die Stufenform hat den Vorteil, dass bei der Montage der Module zu einem kompletten System, die Schlauchanschlüsse sich nicht gegenseitig behindern. Die Weiterleitung der Luft findet durch kurze farblich gekennzeichnete Schläuche, die auf den jeweiligen Aktuator aufgesteckt sind, statt.

Als Aktuatoren werden die gleichen Zylinder wie bei den Modulen des Typs A verwendet. Die Zylinder sind in die Grundplatte eingeschraubt und werden durch die Führungsbohrungen in der Unterseite der Module gehalten. Der taktile Reiz wird über eine Kappe, die auf die Kolbenstange des Zylinders aufgesteckt ist übertragen. Die halbkugelförmige Kappe hat einen Durchmesser von 5 mm und die Halbkugel einen Radius von 3 mm.

3.7.3 Der Aktuator

Als Aktuatoren dienen bei allen Anzeigesystemen des PTDs einfach wirkende, drückende Zylinder (vgl. Abbildung 3.15) der Firma Festo¹⁷. Der Begriff einfach wirkend bedeutet, dass die Druckluft den Vorhub bewirkt und der Rückhub in die Ruhestellung durch eine integrierte Feder erreicht wird.

¹⁷Produktbezeichnung: (EG-2,5-10-PK-2) [Fes02]

Bei Vorhub bewegt sich die Kolbenstange in Richtung der Haut des Probanden. Die Federrückstellkraft wird werksseitig mit 0,6 N bis 1,2 N angegeben. Bei dem maximalen Hub des Kolbens von 10 mm ergibt sich eine Federkonstante von 60 N/m bis 120 N/m. Der Kolbendurchmesser beträgt 2,5 mm, dieser bewirkt unter Berücksichtigung von 10 % Reibung eine nominale Kolbenkraft von 1,3 N bis 2,7 N, wobei von einem Betriebsdruck von 3 bzw. 6 bar ausgegangen wird. Der tatsächlich Druck auf die Haut des Probanden wird unter anderem durch die Rückstellkraft der Feder vermindert. Wie erwähnt, wird der taktile Reiz beim Modul vom Typ A direkt durch den Druck der Kolbenstange auf die Haut des Probanden ausgeübt. Beim dem anderen Modell befindet sich eine Kappe mit 5 mm Durchmesser am Ende der Kolbenstange, die in Abbildung 3.14 rechts dargestellt ist. Im Kapitel 3.9.3 wird der Stimulus durch Messergebnisse genauer charakterisiert.



Abbildung 3.15: Die Einzelteile des als Aktuator verwendeten Zylinder „EG-2,5-10-PK-2“ der Firma Festo.

Tabelle 3.1: Technische Daten des Aktuators [Fes98].

Funktionsweise	einfach- drückend
Kolbenform	rund
Dämpfungsart	ohne
Kolbennennggröße	2.5 mm
Hub	10 mm
Kolbenstangendurchmesser	1 mm
Betriebsdruck minimal	3.5 bar
Betriebsdruck maximal	7 bar
Federrückstellkraft minimal	0.6 N
Federrückstellkraft	1.2 N
Werkstoffe:	
Deckel	Bronze
Dichtungen	NBR
Rohr/Gehäuse	Messing

3.7.4 Mechanische Details des Displays

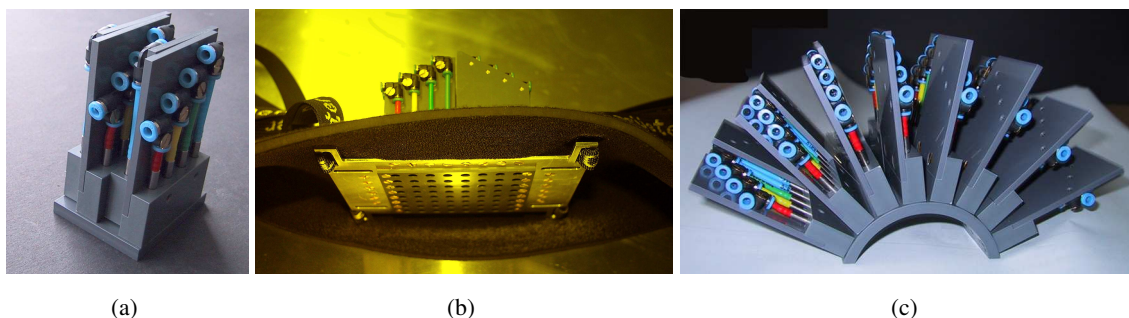


Abbildung 3.16: Frontansicht auf das PTD. Das PTD mit 16 Taxel (a), das PTD mit 64 Taxel und ebener Grundfläche (b) sowie das PTD mit konkaver Grundfläche (c).

Das PTD ist aus 16 Modulen vom Typ B aufgebaut (vgl. Abbildung 3.16), die wechselseitig auf der Grundplatte befestigt sind, so dass die 64 Pressluftschräuche zur rechten und linken Seite abgehen. Zur Befestigung des PTD am Abdomen des Probanden befindet sich zwischen der Grundplatte und der Auflageplatte eine Aluminiumplatte an der ein elastischer Gürtel befestigt ist. Zusätzlich zu diesem wird das PTD wie in Abbildung 3.17(a) ersichtlich von zwei Gewebegurten gehalten. Die 64



(a) PTD mit ebener Grundfläche

(b) PTD mit konkaver Grundfläche

Abbildung 3.17: Das PTD im Einsatz bei einem MRT Experiment

Pressluftschläuche werden in einem Bogen zum EPI geleitet, so dass die Höhe des PTD die geometrischen Abmessungen der Tomographenröhre nicht übersteigt. Die Abmessungen des PTDs betragen in der Grundfläche $90 \times 80 \text{ mm}^2$ mit einer Höhe von 85 mm.

3.8 Die Software für das PTD-System

Für die Ansteuerung des PTDs wurde eine Software entwickelt, die es erlaubt sowohl zeitliche als auch räumliche Muster aus verschiedenen Quellen auszuwählen und diese auf dem PTD anzuzeigen. Die Software besitzt eine grafische Oberfläche und ist unter den gängigen Betriebssystemen Windows und Linux ausführbar. Der gesamten grafischen Benutzerführung liegt die Bibliothek QT von TrollTech[QT02] in der Version 2.3.1 zugrunde, die wie auch das Programm in der Programmiersprache C++ geschrieben ist.

Der Namen TVSS Kontroll-Software (TVSSCS¹⁸) leitet sich davon ab, dass die Hardware-Bibliothek der Software nicht nur das PTD, sondern auch das VTD ansteuern kann.

3.8.1 Realisierung der zeitlichen Strukturen eines Musters

Um alle im Kapitel 3.4 angesprochenen Grundmuster, sowie deren Kombinationen implementieren zu können, werden jedem Bild im TVSSCS vier temporale Parameter zugeordnet. Die vier Parameter haben die Bezeichnung: on time (t_{on}), off time (t_{off}), rep (r) und break time (t_{break}).

on time: gibt an wie lange sich jeder Taxel beim Anlegen des Musters im Zustand aktive befindet.

off time: definiert wie lange sich ein Taxel nach dem Zustand aktive im Zustand passive befindet.

rep: gibt die Anzahl der Wiederholungen eines Bildes an. Es ergibt sich mit $v = 1/(t_{on} + t_{off})$ die Vibrationsfrequenz(v) und mit $T_s = r/v$ die Stimulationszeit(T_s) für das Bild.

¹⁸engl.:tactile vision substitution systems control Software

break time: gibt die Zeitdauer an, für die sich die Taxel nach der Stimulationszeit T_s im Zustand *passive* befinden. Daraus ergibt sich für die Zeit (T_B), die das Bild anliegt die Gl. 3.1.

$$T_B = t_{break} + T_s = t_{break} + r \cdot (t_{on} + t_{off}) \quad (3.1)$$

Bei räumlichen Mustern entspricht die Zeit T_B der Dauer eines kompletten Musters (T_M). Bei zeitlichen Mustern muss über die Anzahl der Bilder pro Muster (n) integriert werden, so dass sich für T_M die Gl. 3.2 ergibt.

$$T_M = n \cdot T_B \quad (3.2)$$

3.8.2 Beschreibung der Software

Die Software besteht aus 3 Fenstern. Dem Hauptfenster (vgl. Abbildung 3.18) mit allen Einstellmöglichkeiten für das jeweilige Ausgabegerät, dem Fenster zur Erzeugung der taktilen Muster und evtl. einem Simulationsfenster, wenn keine Hardware angeschlossen ist.

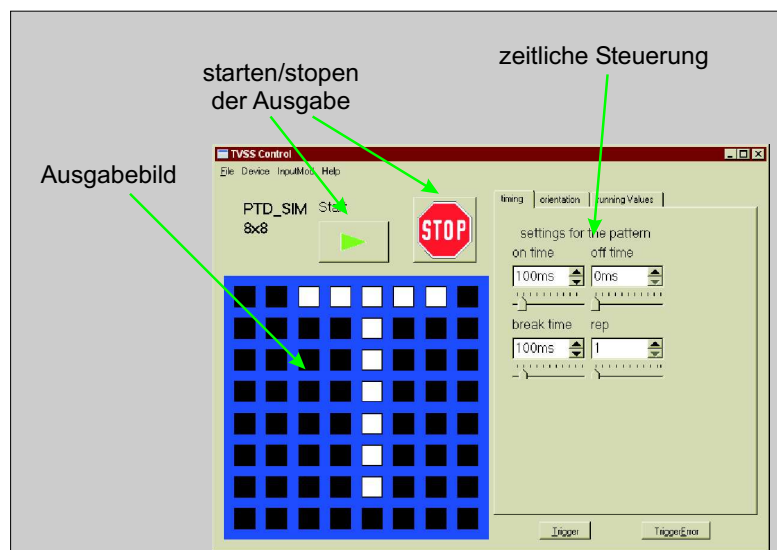


Abbildung 3.18: Darstellung des Hauptfensters von TVSSCS.

Die Erzeugung von taktilen Mustern kann durch vier unterschiedliche Modi erfolgen. Die vier Modi lassen sich in Mustergenerierung aus grafischen Quellen und Mustergenerierung aus Paradigmen unterteilen. Bei graphischen Quellen sind die Grundlage Schwarzweißbilder, die im Zeichnungs-Modus von Hand gezeichnet werden, im Grafik-Modus durch Einlesen von grafischen Daten erzeugt werden oder im Video-Modus direkt durch eine Video Kamera entstehen.

Zeichnungs-Modus

Im Zeichnungs-Modus werden die einzelnen Bilder mit der Maus gezeichnet, die instantan oder mit der im Hauptfenster angegebenen Zeitstruktur auf das Ausgabegerät projiziert werden können. Die generierten Bilder können in diesem Modus für die spätere Weiterverarbeitung zusätzlich in einem pixelbasierten Grafikformat oder in einem der in Kapitel 3.8.2 beschriebenen Paradigm-Formate gespeichert werden. Die Abbildung 3.19(a) zeigt das Zeichen-Fenster und beschreibt dessen Funktionalität.

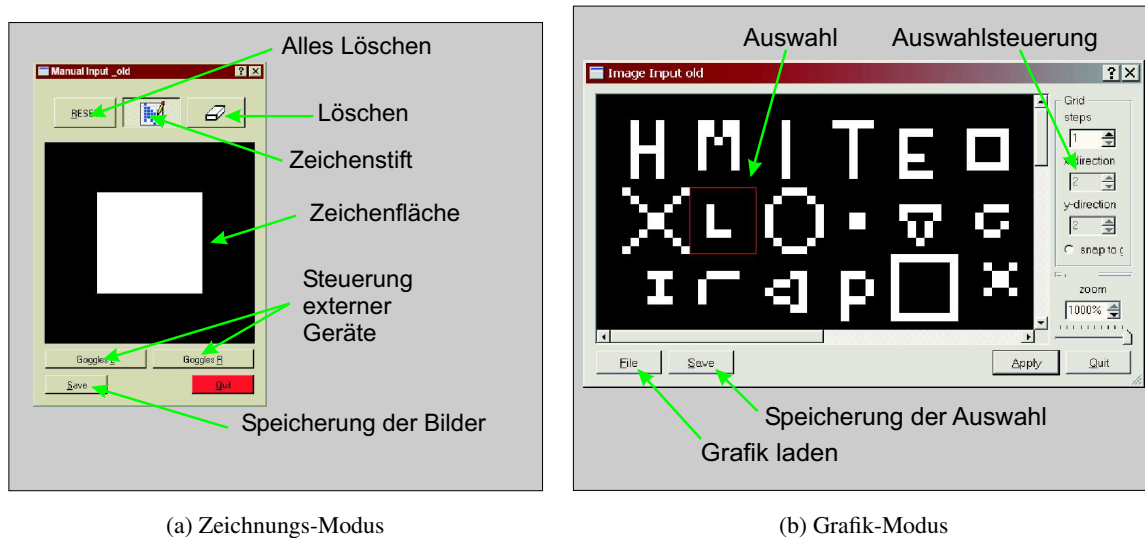


Abbildung 3.19: Bildschirmdarstellung des Zeichnungs- und des Grafik-Modus Fensters.

Grafik-Modus

Im Grafik-Modus können pixelbasierte Grafiken aus externen Zeichenprogrammen eingelesen werden. Es werden die Grafikformate JPEG (*.jpg), CompuServe-Bitmaps (*.gif), Windows-Bitmaps (*.bmp) und portierbare Netzwerk-Grafiken (*.png) unterstützt. Bei Grafiken, die ein Vielfaches der Auflösung des Ausgabegerätes haben, werden manuell ausgewählte Teile davon ausschnittsweise instantan oder mit der im Hauptfenster angegebenen Zeitstruktur ausgegeben. Mit diesem Modus ist es möglich, Teile einer großen Grafik anzuzeigen. Es ist außerdem möglich aus einer großen Grafik, die aus vielen einzelnen Bildern mit der Auflösung des Ausgabegerätes besteht, schnell einzelne Bilder auszuwählen und auf dem Ausgabegerät darzustellen.

Zu diesen Zweck kann der auszugebende Ausschnitt (in der Abbildung 3.19(b) als rotes Rechteck dargestellt) mit den Pfeiltasten der Tastatur bewegt werden. Die Schrittweite kann beliebig in x- und y-Richtung eingestellt werden.

Video-Modus

Bei Betrieb des Computers unter dem Betriebssystem Linux ist es möglich, eine USB-Videokamera als Eingabemedium zu verwenden. Für die recht komplexe Ansteuerung wurden Teile der unter der GNU-Lizenz frei erhältlichen Software „CamStream“ [Cam02] in den Quellcode der TVSSCS eingebettet. Durch die hardwarenahe Programmierung, beschränken sich die ansprechbaren Kameras auf die in der Kompatibilitätsliste D.5 angegebenen Geräte.

Die Kamera sendet wahlweise mit einer Auflösung von 640×480 oder einer entsprechenden Teilauflösung. In der Software wird in einem ersten Schritt das Seitenverhältnis¹⁹ an das Ausgabegerät angepasst. Hierfür wird der größtmögliche Ausschnitt, mit dem Seitenverhältnis des Ausgabegerätes, aus der Mitte des Bildes ausgewählt. Die im Bild vorhandenen Farbinformation wird durch eine lineare Transformation in ein Bild mit 256 Graustufen transformiert. Das Graustufenbild wird durch die in [Pos91] beschriebene Transformation auf die Auflösung des Ausgabegerätes angepasst. Das binäre Ausgabebild wird durch Setzen eines Schwellwertes erzeugt. Dieser Schwellwertes kann indi-

¹⁹engl.:aspect ratio

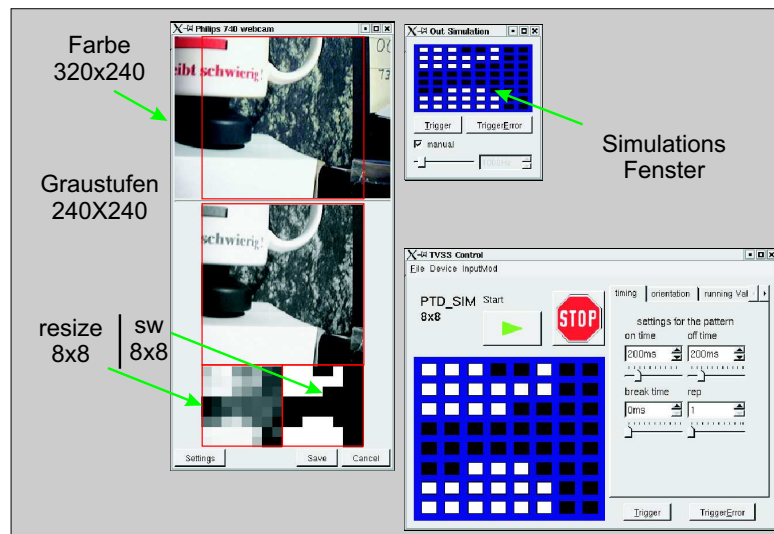


Abbildung 3.20: Auf der linken Seite die Bildschirmausgabe im Video-Modus TVSSCS .

viduell interaktiv oder automatisch, durch Berechnung des mittleren Grauwertes des Ausgabebildes, eingestellt werden.

Da die Kamera in festen Zeitabschnitten ausgelesen werden muss, kann die Zeitsteuerung des Ausgabebildes nicht über die Zeitsteuerung im Hauptprogramm erfolgen. Durch einen Regler, der in Abbildung 3.20 nicht zu erkennen ist, kann jedoch unabhängig die Vibrationsfrequenz der Taxel eingestellt werden.

Paradigma Modus

```
# Paradigmfile for Modulsize 8 X 8
8 8
#Name trigger flags cycles on[ms] of[ms] rep break[ms] Data
SQUAR 1 c n 1 100 0 1 100 0 0 60 36 36 60 0 0
LETTER_H 1 c n 1 100 0 1 100 0 36 36 60 36 36 0 0
LETTER_E 1 c n 1 100 0 1 100 124 64 64 120 64 64 124 0
```

Abbildung 3.21: Altes Datei-Format.

Im Gegensatz zu den grafischen Eingabemodi wird in diesem Modus eine beliebige Abfolge von Mustern in einer Skriptsprache abgelegt, die dann beliebig oft wiedergegeben werden kann (vgl. Abbildung 3.21 und 3.22).

Die Paradigmen-Daten sind einfache Text-Dateien im ASCII-Format und können entweder in der TVSSCS oder mit einem externen Editor bearbeitet werden. Durch die Entwicklung von TVSSCS haben sich zwei Datenformate für Paradigmen-Dateien, die sich grundlegend in der Syntax unterscheiden, etabliert.

Das ältere Format mit der Dateierweiterung *.txt beschreibt chronologisch die Abfolge von Mustern, die nacheinander angezeigt werden. Das neuere Datenformat mit der Dateierweiterung *.fxt, ist eine Skriptsprache. Anhand von 10 Befehlen kann die Abfolge von Mustern vollständig beschrieben werden. Das neue Format bietet neben einer geringeren Fehleranfälligkeit beim schreiben von Paradigmen und einer größeren Flexibilität auch die Möglichkeit pixelbasierte Grafiken als einzelne

```
Setup 8 8 C:/user/maucher/paradigm;  
TimeVib 100 0 1 100 squar.png;  
TimeVib 100 0 1 100 letter_H.png;  
TimeVib 100 0 1 100 letter_E.png;
```

Abbildung 3.22: Paradigmen-Datei im neuen Daten Format.

Bilder in die Muster einzulesen. Im Anhang D.3 findet sich eine detaillierte Beschreibung beider Formate.

In beiden Formaten kann gewählt werden, ob die Steuerung der Musterabfolge durch einen internen Zähler oder durch den Trigger erfolgt. Bei der Steuerung über Triggersignale kontrolliert die Software über die TIOTU, dass keine Triggersignale übergangen werden. Zusätzlich protokolliert die Software im Laufe des Experimentes in einer Datei mit der Bezeichnung *.log den Ablauf der Muster.

3.8.3 Zeitkontrolle der Software

Die TVSSCS ist ein Multithreading-Programm. Multithreading bezeichnet die Fähigkeit des Programms, das Programm in mehreren Strängen²⁰ ablaufen zu lassen.

Bei TVSS läuft das Programm in zwei Strängen, der Hauptstrang ist für die Anzeige auf dem Bildschirm und die gesamte grafische Benutzerführung verantwortlich. Der zweite Strang steuert die Musterabfolge und kontrolliert den Trigger. Diese Programmstruktur sichert die zeitliche Abfolge auf dem taktilen Ausgabegerät, kann aber zu Interferenzen bei der grafischen Ausgabe auf dem Computer führen.

²⁰engl.: Threads

3.9 Charakteristik der taktilen Reize

3.9.1 Theoretische Abschätzung des Luftverbrauchs des PTD-Systems

Anhand der geometrischen Daten des PTD-Systems lässt sich der Luftverbrauch abschätzen. Während des Betriebs des PTDs muss für jedes Taxel, welches vom Zustand *passive* in den Zustand *aktive* wechselt das Volumen der Zuleitung und der Hubraum des Aktuators mit Luft gefüllt werden. Beim Übergang vom Zustand *aktive* zum Zustand *passive* entweicht diese durch die Entlüftungsöffnungen der Ventilblöcke. Durch die Geometrie des Tomographen ist die Länge (l) der Druckluftzuleitungen vom EPI zum PTD mit 6 m vorgegeben. Der Radius (R) der Lichtenweite beträgt 1,05 mm, wodurch sich ein zu füllendes Volumen $V_S = 20,8 \text{ ml}$ pro Zuleitung ergibt. Der zu füllende Hubraum der Aktuatoren bei dem gegebenen Zylinder (vgl. 3.1) ist $V_A = 0,05 \text{ ml}$. Bei einem Taxel berechnet sich der Luftverbrauch²¹ (V_T) nach Gl. 3.4, wobei die Differenz zwischen Betriebsdruck (p_B) und Umgebungsdruck (p_0) mit $\Delta p = p_B - p_0$ bezeichnet wird.

$$V_S = \pi R^2 l \quad (3.3)$$

$$V_T = (V_S + V_A) \Delta p \quad (3.4)$$

Mit $p_B = 4 \text{ bar}$ ergibt sich der Luftverbrauch pro Taxel zu $V_T = 62,6 \text{ ml/Hub}$, was beim Antrieb von 64 Taxel dazu führt, dass ein Volumen-Äquivalent von $V_{PTD} = 41 \text{ l/Hub}$ zu bewegen ist. Bei einer angenommenen Vibrationsfrequenz (v) von 5 Hz berechnet sich ein Luftverbrauch von $V_{ges} = 1,2 \text{ m}^3/\text{min}$, unter der Annahme, dass t_{on} und t_{off} so gewählt sind, dass die Stempel bei jedem Hub vollständig aus- und wieder einfahren können.

Dieser enorme Verbrauch an Pressluft ist eine Abschätzung nach oben. Beim Betrieb des Systems kann davon ausgegangen werden, dass sich im Durchschnitt nur 25 % der Taxel gleichzeitig im Zustand *aktive* befinden. Der Verbrauch an komprimierter Luft lässt sich somit mit $0,3 \text{ m}^3/\text{min}$ abschätzen, wofür das System auch optimiert ist. Die Leistungsspitzen können durch das Reservoir des Kompressors abgedeckt werden, der bei einem 90 l Druckkessel und einem Kesseldruck von 10 bar eine Reserve von 225 Hübten hat, wenn alle Taxel beim Schalten in den Zustand *aktive* wechseln.

3.9.2 Zeitliches Auflösungsvermögen des PTD-Systems

Auf der Grundlage der Strömungslehre und deren Grundgleichungen ist eine theoretische Abschätzung für das Ansprechverhalten der einzelnen Taxel anhand der gegebenen geometrischen Daten des PTD-Systems und den technischen Daten des EPIs möglich.

Der Druck am Aktuator verhält sich proportional zur Kraft bzw. zum Druck auf der Haut des Probanden. Es kann somit vom zeitlichen Verlauf des Druckanstiegs ($p(t)$) am Aktuator auf den zeitlichen Verlauf des Reizes geschlossen werden.

Eine Abschätzung des Verlaufes von Druckanstieg und -abfall kann an Hand der geometrischen Daten des Aufbaus, der Viskosität von Luft (η) sowie den folgenden Annahmen gemacht werden.

1. Die Dichte (ρ) der zuströmenden Luft mit dem Betriebsdruck (p_B) ist konstant und lässt sich aus der verallgemeinerten Gasgleichung (Gl. 3.5) berechnen. Für Luft ergibt sich $k = 1,4$ wobei der Index N für Werte unter Nebenbedingungen steht.

$$\frac{p}{\rho^k} = \text{const} \quad \Rightarrow \quad \rho = (p_B/p_N)^{\frac{1}{k}} \cdot \rho_N \quad (3.5)$$

²¹Bei technischen Angaben über den Luftverbrauch eines Gerätes wird das Äquivalent an verbrauchter Luft unter Normalbedingungen angegeben.

2. Das Fließen der Luft in der Zuleitung wird als laminar angenommen, wobei für die Viskosität²² von Luft der Zahlenwert $\eta = 1,81 \cdot 10^{-5} \text{ Ns/m}^2$ [Vog95] eingesetzt wird. Der sich ausbildende Geschwindigkeitsparaboloid mit einer an den Seitenwänden verschwindenden Geschwindigkeitskomponente lässt sich aus Gleichung 3.6 berechnen.

$$v(r) = \frac{p_B - p(t)}{4\eta l} (R^2 - r^2) \quad (3.6)$$

3. Der maximale Volumenstrom in der Zuleitung lässt sich aus der Gleichung 3.7 nach Hagen-Poiseuille berechnen.

$$\dot{V} = 2\pi \int_0^R r v(r) dr = \frac{\pi(p_B - p)}{8\eta l} R^4 \quad (3.7)$$

4. Die Luft innerhalb der Zuleitung verhält sich näherungsweise wie ein ideales Gas. Aus der Gasgleichung ergibt sich die Gl. 3.8 für die Änderung des Druckes bei konstantem Volumen und konstanter Temperatur.

$$\begin{aligned} pV &= nN_A k_B T \\ \dot{p} &= \dot{n} \cdot C_1 \quad \text{mit} \quad C_1 = \frac{k_B T}{V} \end{aligned} \quad (3.8)$$

5. Da das Zylindervolumen wesentlich kleiner als das zu füllende Schlauchvolumen ist, kann es bei der Berechnung vernachlässigt werden.

$$V_A \ll V_S$$

Aus Gleichung 3.7 lässt sich die Änderung der Teilchenzahl (Gl. 3.9) innerhalb der Zuleitung berechnen.

$$\dot{n} = \frac{\dot{V} \rho}{\bar{m}} \quad \text{mit} \quad \bar{m} := \text{Molargewicht} \quad (3.9)$$

Die Differentialgleichung 3.10 für die Abhängigkeit des Druckes von der Zeit ergibt sich aus den Gleichungen 3.8 und 3.9.

$$\begin{aligned} \dot{p}(t) &= \frac{C_1 \rho}{\bar{m}} \cdot \dot{V} \quad \text{mit} \quad C_2 = \frac{\pi R^4}{8\eta l} \Rightarrow \\ \dot{p}(t) &= \frac{1}{\tau_{on}} (p_B - p(t)) \quad \text{mit} \quad \frac{1}{\tau_{on}} = C_1 \cdot C_2 \cdot \frac{\rho}{\bar{m}} \end{aligned} \quad (3.10)$$

Die Lösung der Differentialgleichung 3.10 ergibt mit der Randbedingung $p(0) = p_0 = p_N$ und der Ersetzung $\Delta p = p_b - p_0$ für den Druckanstieg in den Zuleitungen die Funktion 3.11.

$$p(t) = p_B - e^{-\frac{t}{\tau_{on}}} \cdot \Delta p \quad \text{wobei} \quad (3.11)$$

$$\tau_{on} = \frac{l^2}{R^2} \frac{8\eta \bar{m}}{N_A k_B T \rho_N} \left(\frac{p_0}{p_B} \right)^{\frac{1}{k}} \quad (3.12)$$

Für das Entweichen der Luft aus dem Schlauch muss der vorherige Ansatz erweitert werden, da die Annahme einer konstanten Dichte (Punkt 1) nicht mehr gegeben ist. Die Näherung mit $k = 1$ führt zu der Differentialgleichung 3.13.

²²Unter Normalbedingungen gilt: $\eta = \frac{m}{3\sqrt{2}\sigma} \left(\frac{8k_B T}{\pi m} \right)^{1/2}$ mit $\sigma = \pi d^2$ die freie Wellenlänge ergibt sich $\eta = \sqrt{T/T_0} \eta_N$.

$$\dot{p}(t) = \frac{1}{\tau_{rest}} \cdot (p_B - p(x))p(x)/p_0 \quad \text{mit} \quad (3.13)$$

$$\frac{1}{\tau_{rest}} = C_1 \cdot C_2 \cdot \frac{\rho_N}{\bar{m}}$$

Die Lösung der Differentialgleichung ergibt Gleichung 3.14.

$$p(t) = \frac{p_0 \cdot p_B}{p_B - e^{-\frac{t}{\tau_{rest}}} \Delta p} \quad \text{mit} \quad (3.14)$$

$$\tau_{rest} = \frac{l^2}{R^2} \frac{8\eta \bar{m}}{N_A k_B T \rho_N} \quad (3.15)$$

Für die gegebenen Abmessungen, $\bar{m} = 28,23 \cdot 10^{-3} \text{ kg/mol}$, $T = 293 \text{ K}$, $p_B = 4 \text{ bar}$ und $\rho_N = 1,3 \text{ m}^3/\text{mol}$ ergibt sich ein $\tau_{on} = 15,6 \text{ ms}$ sowie ein $\tau_{rest} = 42,1 \text{ ms}$.

Bei einer Schlauchlänge von 3 m ergäbe sich $\tau_{on} = 3,9 \text{ ms}$ und $\tau_{rest} = 10,3 \text{ ms}$. Aus den Gleichungen 3.11 und 3.14 ist ersichtlich, dass sich eine Abhängigkeit von τ proportional zu dem Quadrat der Schlauchlänge einstellt. Die Abbildungen in 3.23 zeigen inwieweit kürzere Schläuche das Ansprechverhalten des PTDs verbessern würden.

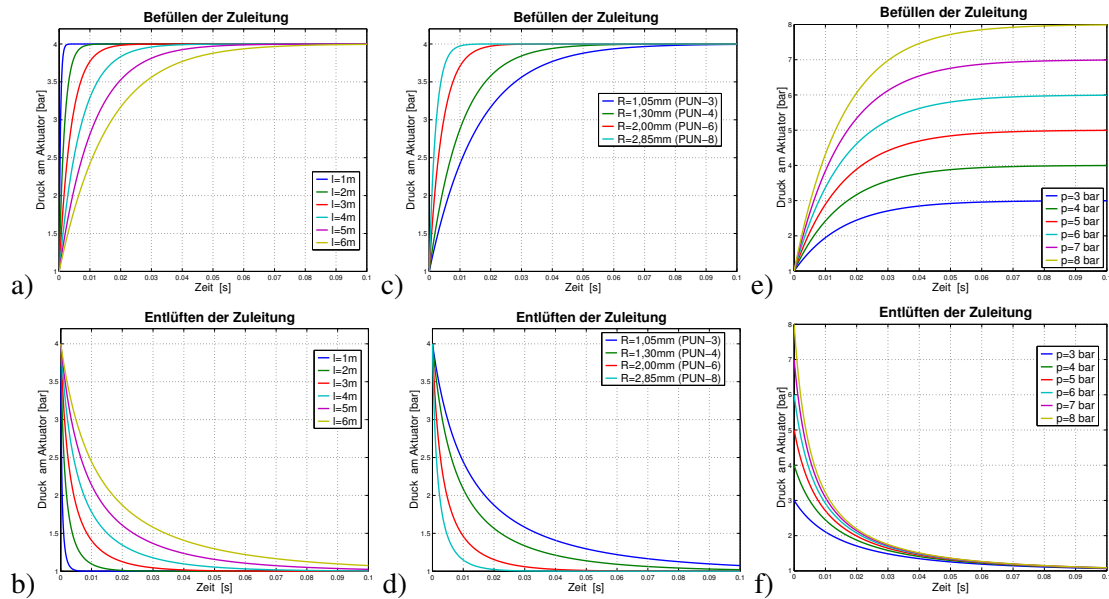


Abbildung 3.23: Veränderung des Ansprechverhaltens der Aktuatoren in Abhängigkeit von der Länge der Zuleitungen (a,b), der verwendeten Schläuche (c,d) und des Betriebsdruckes (e,f). Die Maße für die Lichtweite der Schläuche sind entsprechend den Innendurchmessern der erhältlichen standardisiertem Schlauchdurchmesser gewählt.

Für die Kraft, die von den Aktuatoren auf die Haut des Probanden ausgeübt wird, gilt Gleichung 3.16, wobei mit F_R die Rückstellkraft der integrierten Feder und mit A die Kolbenfläche der Aktuatoren bezeichnet wird.

$$F = \Delta p \cdot A - F_R \Rightarrow \quad (3.16)$$

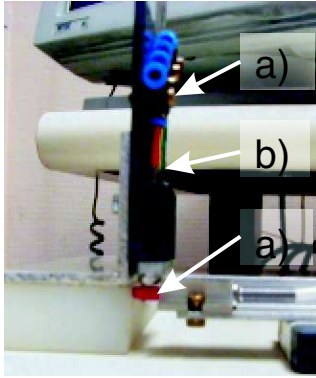


Abbildung 3.24: Der Messaufbau (a) Modul B b) Aktuator c) Kraftsensor).

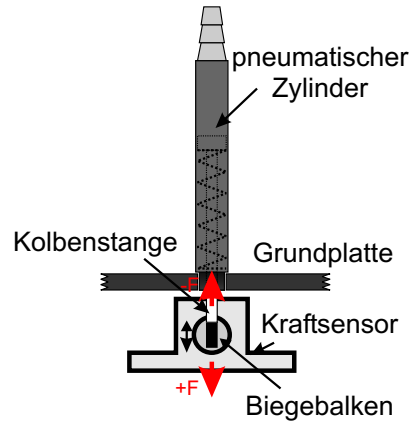


Abbildung 3.25: Skizze des Messaufbaus.

$$\begin{aligned} F_{on} &= \Delta p \cdot A (1 - e^{-\frac{t}{\tau_{on}}}) - F_R \\ F_{on} &= F_{max} (1 - e^{-\frac{t}{\tau_{on}}}) \end{aligned} \quad (3.17)$$

$$F_{rest} = \frac{\Delta p p_0 e^{-\frac{t}{\tau_{rest}}}}{p_B - \Delta p e^{-\frac{t}{\tau_{rest}}}} \cdot A - F_R \quad \text{mit der Näherung} \quad (3.18)$$

$$F_{rest} = F_{max} \cdot e^{-\frac{t}{\tau_{rest}}} \quad (3.19)$$

Mit den Herstellerangaben für die Rückstellkraft der Aktuatoren von $\bar{F} = 0,9 \text{ N}$, einem Kolbendurchmesser von 2,5 mm und einem Betriebsdruck von 4 bar wird eine Kraft von 0,75 N auf die Haut des Probanden erwartet. Zur Verifizierung sind Messungen mit einem Modul von Typ B gemacht worden.

3.9.3 Experimentelle Charakterisierung der taktilen Reize

Messaufbau

Mit einem Kraftaufnehmer²³ der Firma Entrun [Ent02] wurde der zeitliche Verlauf der taktilen Reize und die bei der taktilen Reizung auf die Haut des Probanden wirkenden Kräfte untersucht. Bei der Untersuchung wurde darauf geachtet, dass die Randbedingungen mit denen in den Experimenten möglichst gut übereinstimmen. So wurde mit denselben 6 m langen Druckluftzuleitungen und denselben Ventilblöcken gearbeitet, die auch in den Experimenten Verwendung finden. Mit dem in Abbildung 3.24 dargestellten Messaufbau wurde die Abhängigkeit des Stimulus vom Betriebsdruck und die zeitliche Auflösung des PTDs gemessen.

Der verwendete Kraftsensor besteht aus einem Biegebalken und liefert eine Spannung, die der auf den Hebel wirkenden Kraft proportional ist. Die Linearität zwischen Kraft und Spannung ist durch Auflegen von Gewichten überprüft worden. Im Rahmen der Messgenauigkeit konnte ein linearer Verlauf zwischen Kraft und Spannung festgestellt werden. Die durch Minimierung der quadratischen Abweichung bestimmte Regressionsgerade ergibt die in Gleichung 3.20 angegebene Abhängigkeit zwischen gemessener Kraft (F) und der Spannung (U).

$$F = 1,02 \cdot U \frac{\text{N}}{\text{V}} - 10^{-4} \text{ N} \quad \text{mit einem RMS: } 35 \cdot 10^{-3} \text{ N} \quad (3.20)$$

²³ Miniatur-Biegebalken ELG-S0001G

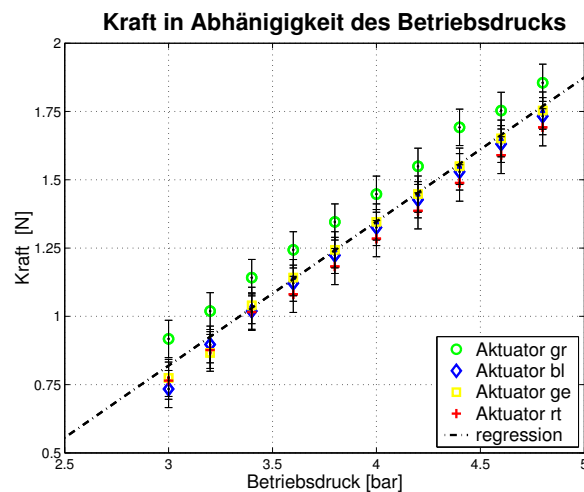


Abbildung 3.26: Maximale Kraft der Stempel in Abhängigkeit des Drucks.

Messung der auf die Haut des Probanden wirkenden Kraft

Der zeitliche Verlauf des Druckes am PTD ist an vier verschiedenen Aktuatoren bestimmt worden. Dieser Verlauf charakterisiert die Kraft, die während der taktilen Reizung auf die Haut der Probanden wirkt.

Wie in Abbildung 3.26 zu erkennen, ist der Zusammenhang zwischen Druck und Kraft erwartungsgemäß linear. Die lineare Regression zeigt, dass die Federkonstanten der Rückstellfedern der Aktuatoren größeren Schwankungen unterliegen. Die Federkonstante berechnet sich bei einer maximalen Auslenkung von $z = 10\text{ mm}$ zu $D_F = 76,3 \pm 8,4\text{ N/m}$. Entsprechend schwankt die nach Gl. 3.21 bestimmte Kraft.

$$F(p) = \alpha \cdot p_B - \beta \quad \text{mit} \quad \alpha = 0,528 \pm 0,015\text{ N/bar} \quad \beta = 0,763 \pm 0,084\text{ N} \quad (3.21)$$

Durch den Radius der halbkugelförmigen Kontaktfläche von 4 mm ergibt sich ein maximaler Druck von $0,198\text{ N/mm}^2$ auf die Haut des Probanden.

Messung der zeitlichen Struktur des Reizes

Reibung und die endliche Schallgeschwindigkeit in den Schläuchen führen zu einer Dämpfung in der 6 m langen Zuleitung (vgl. Kapitel 3.9.2). Zur Messung dieser zeitlichen Verzögerung ist die maximale Kraft bei unterschiedlich langen Zuständen von *active* bzw. *passive* gemessen worden. Die Abbildung 3.27(a) zeigt die gemessenen Werte für den Einschaltvorgang. Eine Interpolation nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate an die Funktion 3.17 ergibt $\tau_{on} = 54,7\text{ ms} \pm 10\%$ und ein $F_{max} = 1,0824\text{ N} \pm 5\%$ (in Diagramm 3.27(a) schwarz eingezeichnet).

Die Werte für das Abklingen der Kraft sind in Abbildung 3.27(b) dargestellt. Die Theorie gibt die Gleichung 3.19 vor. Eine Anpassung an diese Gleichung ergibt ein $\tau_{rest} = 73,8\text{ ms}$ und $F_{max} = 0,91\text{ N}$. Die entsprechende Interpolation ist im Diagramm 3.27(b) schwarz eingezeichnet.

Eine zweite Verifizierung der zeitlichen Abhängigkeit der Aktuatoren ist in Abbildung 3.28 dargestellt, sie zeigt das Oszilloskopenbild bei Vibration eines Taxel mit einer Frequenz von 2,5 Hz an. Eine Auswertung dieser Daten ergibt $\tau_{on} = 34,4\text{ ms}$ und $\tau_{rest} = 72,4\text{ ms}$.

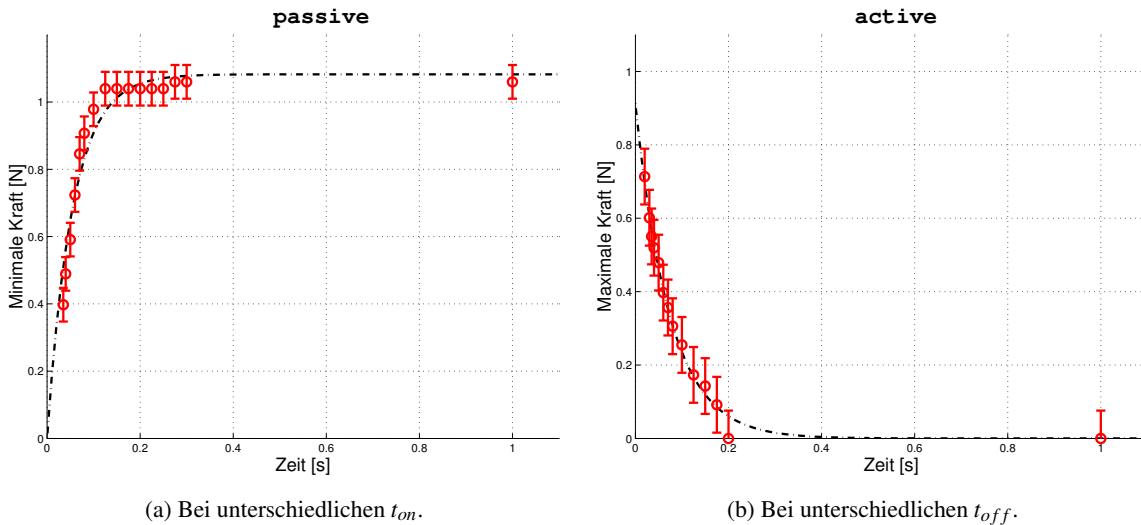


Abbildung 3.27: Maximale und minimale Kraft der Aktuatoren

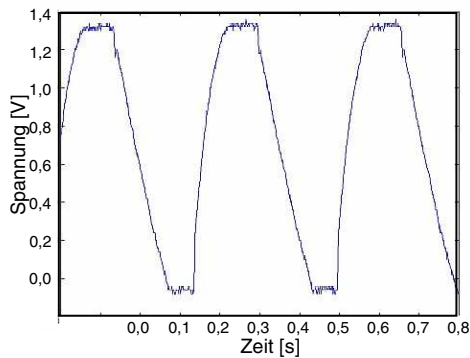


Abbildung 3.28: Ein- und Ausschaltvorgang am Oszilloskop bei $t_{on} = 200 \text{ ms}$ und $t_{off} = 200 \text{ ms}$

3.9.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Bei der theoretischen Bestimmung des Ansprechverhaltens der Aktuatoren wird von einer laminaren Strömung ausgegangen. In der Realität wird die Strömung in den Schläuchen sich aus laminaren und turbulenten Anteilen zusammensetzen. Mit der Zunahme der turbulenten Anteile wird sich die reelle Strömungsgeschwindigkeit verringern, so dass die theoretisch bestimmten Werte für τ eine Abschätzung der unteren Grenze darstellen. Es ist somit, wie die Messungen auch bestätigen, ein größerer Wert für τ zu erwarten.

In der Messung und in der Theorie zeigt sich, dass $\tau_{on} < \tau_{rest}$ ist, was mit dem Eindruck vereinbar ist, dass der Beginn des Reizes deutlicher als dessen Ende empfunden wird. Eine Übersicht über die Werte von τ kann der Tabelle 3.2 entnommen werden. Mit dem gegebenen Aufbau wird bei $p_0 = 4 \text{ bar}$ und einer Vibrationsfrequenz von $\nu = 4 \text{ Hz}$ noch 80 % der maximal erreichbaren Kraft auf die Haut des Probanden übertragen, was nach persönlichen Erfahrungen noch zur guten taktilen Unterscheidbarkeit der einzelnen Reize reicht. Für die Übertragung der maximalen Kraft, die sich bei gegebenem Druck einstellen kann, muss gelten, dass $t_{on} \geq 5 \cdot \tau_{on}$ bzw. $t_{off} \geq 5 \cdot \tau_{off}$ ist.

Höhere Frequenzen können mit dem gegebenen Aufbau nur erreicht werden, indem der Betriebsdruck erhöht wird. Dies beeinflusst nicht die Zeitkonstante τ , aber die Maximalkraft steigt und somit wird früher eine bestimmte Kraft erreicht. Durch die Erhöhung der Maximalkraft sollten dann sta-

tische Muster vermieden werden. Diese erhöhte Kraft wird in der Regel von Probanden als unangenehm empfunden.

Wie in Formel 3.12 ersichtlich, verhält sich τ_{on} annähernd umgekehrt proportional zum Betriebsdruck während τ_{off} wie in Formel 3.15 zu erkennen unabhängig davon ist. Für Anwendungen die eine höhere Frequenz benötigen wäre es durch die Abhängigkeit $\tau \sim (l/R)^2$ nötig, entweder die Lichtweite der Zuleitungen zu vergrößern oder die Länge der Schläuche zu verringern. Bei der Vergrößerung des Schlauchinnendurchmessers ist zu bedenken, dass der Luftverbrauch des Systems proportional zu $l \cdot R^2$ ist und somit wenn möglich eine Verringerung der Schlauchlänge zu bevorzugen ist.

Tabelle 3.2: Betriebsdaten des PTD-Systems bei einer Vibrationsfrequenz von 5 Hz und einem Betriebsdruck von $p_B = 4$ bar.

Luftverbrauch:		
Luftverbrauch pro Taxel	20,85 $\frac{\text{ml}}{\text{bar} \cdot \text{Hub}}$	
Luftverbrauch des PTD bei 25 % genutzter Taxel	0,3 $\frac{\text{m}^3}{\text{min}}$	
maximaler Volumenstrom	1,19 $\frac{1}{\text{s}}$	
Ansprechverhalten der Taxel		
theoretisch	τ_{on} 15,6 ms	τ_{rest} 42,1 ms
Messung 1	54,7 ms	73,8 ms
Messung 2	34,4 ms	72,4 ms
Theoretische Abhängigkeiten		
τ_{on} und τ_{rest}	\propto	$(l/R)^2$
Luftverbrauch pro Taxel	\propto	$R^2 l$

Die von diesen Betrachtungen unabhängigen Grenzen des Aufbaus sind die vom Hersteller der Ventilblöcke angegebene minimale Zeit zum Einschalten von 13 ms und die Zeit zum Schließen der Ventile von 23 ms [Fes99]. Die zu der Dämpfung in den Schläuchen hinzukommende Verzögerung resultiert in einer Grenzfrequenz von 27,8 Hz. Außerdem ergibt sich durch den mechanischen Aufbau der Aktuatoren eine Resonanzfrequenz ($\nu_R = 1/2\pi\sqrt{D_F/m_A}$) von 13,8 Hz.

Durch die serielle Übertragung muss für jeden Ventilblock beim Ein- und beim Ausschalten eine CAN-Nachricht gesendet werden, was pro Zyklus acht CAN-Nachrichten bedeutet. Das Protokoll ist in der derzeitigen Implementation auf 1000 Mbit/s eingestellt, was 1 ms pro Nachricht entspricht. Die durch das Protokoll festgelegte Grenze von 125 Hz liegt somit noch um eine Größenordnung von der mechanischen Grenze entfernt.

Für den subjektiven taktilen Eindruck beim Umgang mit dem PTD spielt nicht nur die Kraft, sondern auch die Geschwindigkeit, mit der die Stempel die Haut berühren, eine entscheidende Rolle. Durch die Lücke zwischen Grundplatte und Abstandsplatte (vgl. 3.14) erreichen die Aktuatoren eine Geschwindigkeit, bevor sie auf die Haut treffen. Diese Geschwindigkeit ist proportional zu $\dot{p}(t)$ und somit proportional R^2/l^2 . Dies bestätigt den Eindruck, dass mit kürzeren Schläuchen der Reiz als härter bzw. präziser empfunden wird.

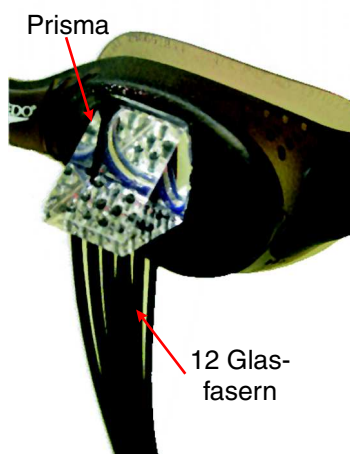
3.10 Erweiterung des Systems zur visuellen Reizung

Für visuelle Vergleichsuntersuchungen ist das PTD-System um eine Möglichkeit zur primären visuellen Stimulation erweitert worden.

Die so genannten Goggles²⁴ basieren auf einer Schwimmbrille, auf der für das rechte und das linke Auge ein Prisma eingelassen (vgl. Abbildung 3.29(a)) ist. Die Prismen bewirken, dass das Licht durch die caudal verlaufenden Glasfasern senkrecht auf das Auge abgebildet wird (vgl. Abbildung 3.29(b)). Die Glasfasern sind auf jeder Augenseite in einer rechtwinkligen 3×4 Matrix mit einer Rasterweite von 5 mm(horizontal) bzw. 4 mm(vertikal) angeordnet. Das Licht wird ca. 3 m entfernt durch rote Leuchtdioden (LEDs) mit einer maximalen Lichtleistung von 150 mcd erzeugt.

Jede Glasfaser wird von einer LED gespeist und die Implementation erlaubt es die LEDs für das rechte und linke Auge unabhängig von einander anzusteuern. Die Helligkeit der LEDs kann an der TIOTU für beide Kanäle gleichzeitig stufenlos geregelt werden (Abbildung 3.30).

Die Konstruktion hat eine Höhe von 20 mm und kann somit sehr gut auch in einer sehr engen Kopfspule verwenden werden. Die caudal verlaufenden Glasfasern stören nicht beim Einschieben des Probanden in die Röhre des Tomographen und durch die Abtönung des restlichen Brillenglases ist eine Abdunklung während des Experimentes gegeben, die durch eine zusätzliche Augenbinde (vgl. Abbildung 3.29(b)) unterstützt werden kann.



(a) Details



(b) Experiment

Abbildung 3.29: Visuelle Reizung mit den Goggles.

3.10.1 Ansteuerung

Zur Ansteuerung der beiden Lichtkanäle werden zwei Ausgänge der in der TIOTU integrierten DIO8 (IO6 & IO7) verwendet. Die LEDs werden durch den Befehl `Goggle` im Paradigmen-Skript (Kapitel 3.8.2) geschaltet. Der Übergabewert 1 schaltet die LED der rechten Seite und entsprechend steht 2 für die linke Seite bzw. 3 für beide Seiten.

Durch diese Implementation ergibt sich, dass die maximale Frequenz, mit der die LEDs blinken von der maximalen Übertragungsrate des CAN-Buses abhängt. Zum Ein- und Ausschalten wird jeweils

²⁴engl.:Schwimmbrille bzw. Schutzbrille

eine CAN-Nachricht an die TIOTU gesendet mit den zusätzlichen Nachrichten für die Triggerauslese (vgl. Kapitel 3.6.1) ergibt sich eine maximale Blinkfrequenz von 200 Hz. Die daraus resultierende Belastung des Busses von 100% könnte durch eine Frequenzsteuerung in der TIOTU einfach vermieden werden. Details des Aufbaus sind in [Zap03] beschrieben.

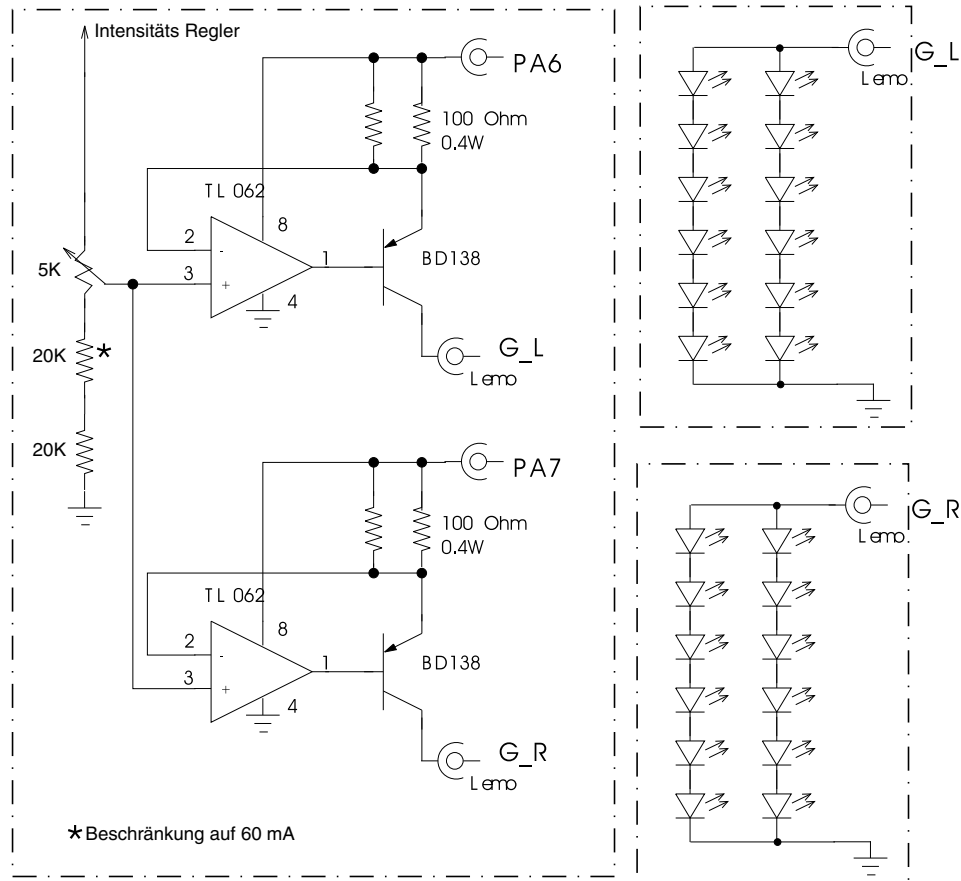


Abbildung 3.30: Helligkeitsregelung und Verschaltung der LEDs bei dem Goggles.

Kapitel 4

Untersuchungen mit dem PTD

In diesem Kapitel werden die mittels fMRT gemachten Untersuchungen analysiert. Bei allen Studien wurde das in Kapitel 3 beschriebene PTD verwendet. Es wird verifiziert, dass keine Interferenzen zwischen dem PTD und dem Datenaufnahmesystem des MRTs zu beobachten sind.

Bei zwei Untersuchungen werden einfache primäre taktile Reize dargeboten. In einer dritten Studie sind die präsentierten taktilen Reize so gestaltet, dass ein Ansprechen von Arealen zur höheren Verarbeitung im Cortex zu erwarten ist. Alle Untersuchungen sind hinsichtlich der Lokalisierung der Aktivität im Cortex mit SPM analysiert.

In diesem Kapitel werden die im Rahmen des *SenSub* -Projektes gemachten Untersuchungen mit dem PTD behandelt. Die vorgestellten Untersuchungen gliedern sich folgendermaßen:

- Innerhalb der ersten Messreihen wird das System auf Störungen zwischen einem Prototyp des PTDs und dem Aufnahmesystem des MRTs untersucht.
- Die zweite Messreihe beinhaltet Untersuchungen zur Lokalisation der neuronalen Aktivität innerhalb des somatosensorischen Cortex, die durch taktile Reizung an unterschiedlichen Körperregionen evoziert werden. Innerhalb dieser Studie werden die taktilen Reize mit einem Modul von Typ A erzeugt.
- Die dritte Studie zielt auf die Erforschung der neuronalen Antwort auf primäre taktile Reize, die erzeugt werden, wenn taktile Reize mit unterschiedlichen Frequenzen am Abdomen dargeboten werden. In diesen Zusammenhang wird das PTD mit der vollen Auflösung und ereignisbezogenen Paradigmen erprobt.
- Ein erstes Experiment zur Fragestellung von *Sensory-Substitution* bei dem die taktilen Reize sowohl zeitliche als auch räumliche Strukturen haben wird bei einer vierten Studie gezeigt. Es wird gezeigt, dass je nach Wahl der taktilen Muster an unterschiedlichen Orten innerhalb des Cortex neuronale Aktivität evoziert wird.

4.1 Wechselwirkung zwischen MRT und PTD-System

Für spätere Untersuchungen mit dem Gesamtsystem muss sichergestellt werden, dass es zu keinem Übersprechen zwischen dem PTD-System und der MRT-Datenaufnahme kommt. Die Datenaufnahme im MRT hat eine Trägerfrequenz von 88 MHz, Abstrahlungen des PTD-Systems in diesen Frequenzbereich würden zu reizkorrelierten Störungen innerhalb der Aufnahme führen. Durch die Wahl der Komponenten beim Aufbau des PTD-Systems können diese Störungen nahezu ausgeschlossen werden, jedoch ist es notwendig, durch den komplexen Aufbau des Systems, den artefaktfreien Betrieb des PTD-Systems zu zeigen.

4.1.1 Methode

Der störungsfreie Betrieb des PTD-Systems zeigt sich an zwei Experimenten mit dem *brain phantom*¹. Bei beiden Experimenten ist das in Kapitel 4.2.1 ausführlich beschriebene Paradigma verwendet worden. Beim ersten Experiment ist der Proband durch das *brain phantom* ersetzt worden, der übrige Aufbau blieb. Das PTD ist so im Tomographen positioniert, dass seine Lage identisch mit der bei einem Experiment mit Proband ist. Beim zweiten Experiment wurde das PTD entfernt und alle anderen Komponenten abgeschaltet, es befindet sich somit nur noch das *brain phantom* im Tomographen.

Datenaufnahme

In beiden Sitzungen ist mit einer TR von 3,9 s jeweils 200 Aufnahmen mit einer EPI-Sequenz gemacht worden. Jede Aufnahme besteht aus 26 Scheiben mit einer Auflösung von 64×64 Voxel. Die Parameter der Datenaufnahme sind: *field of view* $FOV = 25,6 \times 25,6 \text{ cm}^2$, $TE = 42 \text{ ms}$, Verkippungswinkel von $\alpha = 90^\circ$. Aus diesen Parametern ergibt sich die Größe der Voxel zu $4 \times 4 \times 6 \text{ mm}^3$. Um eine ausreichende Sättigung zu erreichen sind am Anfang jeder Sitzung drei Dummyaufnahmen, welche nicht aufgezeichnet sind, gemacht worden.

4.1.2 Ergebnisse

Betrachtung des Fourier Spektrums

Aus Experiment 1 und 2 wird das Frequenzspektrum aller Voxel ermittelt. Der Mittelwert des Leistungsspektrums über alle Voxel ist in Abbildung 4.1 dargestellt. Das zugrunde gelegte *box-car* Design hat eine typische Frequenz von $0,013 \text{ Hz}^2$. Der Vergleich der beiden Spektren zeigt, keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Datensätzen. Die stärkere Streuung der Daten in dem Frequenzbereich um 0,01 Hz liegt weit unter der Anregungsfrequenz des PTDs und ist mit den statistischen Schwankungen bei dem Experiment ohne Modul bei 0,0065 Hz vergleichbar.

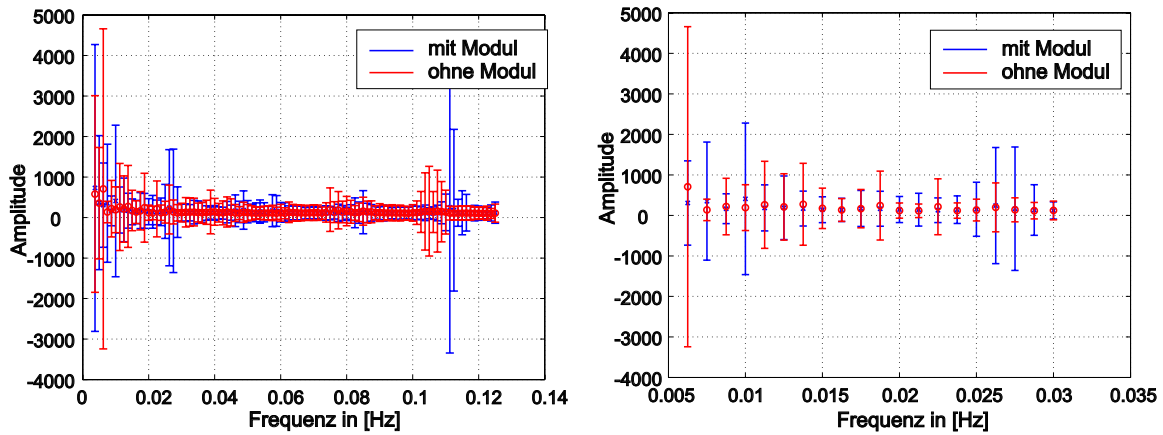
Analyse mit SPM

In einem zweiten Test werden die gewonnenen Daten mit dem im Kapitel 4.2 beschriebenen Auswertalgorithmus analysiert.

Die Vorverarbeitung beschränkt sich durch die Gegebenheiten des Experimentes auf eine Glättung der Daten mit einem gaußschen Kern ($FWHM=8 \text{ mm}^3$). Die Größe des Kerns entspricht etwa der doppelten Größe eines Voxel.

¹JB005, Nuclemed sa., Roeselare 8800, Belgium

² $\frac{1}{20 \times 3,9} \frac{1}{s}$



(a) Gesamtes Frequenzspektrum (0,0037 Hz – 0,125 Hz).

(b) Ausschnitt aus dem Frequenzband im Bereich der Anregung (0,0063 Hz bis 0,03 Hz).

Abbildung 4.1: Powerspektrum der Fouriertransformation aller Voxel, bei Experimenten zur Evaluierung evtl. vorhandener Interferenzen zwischen MRT und PTD.

Bei einem Kontrast von $\vec{c} = [1 \ 0]$ für die aktive Phase und $\vec{c} = [-1 \ 0]$ für die passive Phase zeigt sich, sowohl im Experiment mit Modul als auch im Experiment ohne Modul, bei einem FWE korrigierten Schwellwert von $p_{corr} = 0,05$, bei beiden Kontrasten ein als aktiv gekennzeichnete Kubus mit einer Kantenlänge von 3 Voxel. Da dieser in beiden Experimenten an der selben Stelle vorkommt, die sich zudem noch außerhalb des vom *brain phantom* produzierten Cortex-Äquivalent befindet, handelt es sich um ein Artefakt der Datenaufnahme, der nicht durch das PTD verursacht ist. Bei einem Schwellwert von $p_{uncorr} = 0,001$ ist zu erkennen, dass alle von SPM als aktiv gekennzeichneten Cluster bei dem gegebenen maximalen T-Wert von 3,5 unter Berücksichtigung der Euler Charakteristik mit einer Sicherheit von über 95 % durch Zufall erzeugt sind. Es kann somit im Rahmen der Messgenauigkeit mit größtmöglicher Sicherheit ausgeschlossen werden, dass das PTD die Datenaufnahme des MRT-System beeinflusst.

4.2 Mapping des somatosensorischen Homunculus mit dem Prototypen des PTDs

Eine detaillierte Beschreibung des Experimentes, sowie eine umfassende Analyse der Daten findet sich in [Run00]. Im Folgenden werden diese Ergebnisse zusammengefasst. Ziel dieser Untersuchung ist es die neuronale Antwort des Cortex auf einfache taktile Reize an verschiedenen Körperregionen zu untersuchen. Sie dient sowohl der Erprobung des Gesamtsystems als auch der Evaluierung des Ablaufes bei der Datenauswertung.

4.2.1 Methode

Ein Modul vom Typ A wird nacheinander am rechten Zeigefinger, an der Innenseite des rechten Fußes und am rechten Oberarm mit Klettbandern befestigt (vgl. Abbildung 4.2). Für alle drei Positionen des Moduls ist eine Sitzung mit ein und demselben Paradigma durchgeführt worden.

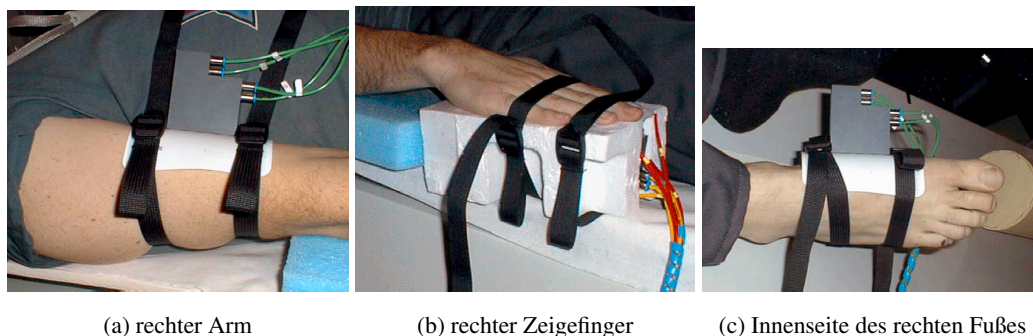


Abbildung 4.2: Befestigung des Moduls von Typ A.

Paradigma

Als Paradigma ist ein *box-car* Design mit einer Reizdauer von 39 s verwendet worden. Es besteht aus zwei Phasen. In der aktiven Phase wird dem Probanden mit dem Modul ein Muster mehrfach mit unterschiedlicher Frequenz vorgelegt. Das Muster ist ein zeitliches Muster, bei dem nach einander einzelne Taxel vom Zustand *passive* in den Zustand *aktive* wechseln (Abbildung 4.3(a)).

Die zwei Geschwindigkeitsstufen dienen der Erhöhung der Aufmerksamkeit des Probanden. Bei der Frequenz 5 Hz ist jeder Taxel für 200 ms im Zustand *aktive* während bei der Stufe 4 Hz die Taxel für 250 ms in den Zustand *aktive* wechseln. Während einer Sitzung mit 200 Aufnahmen wird das Muster 10 mal vorgelegt. In den drei aktiven Phasen ist dem Proband die Geschwindigkeitsstufe bekannt, bei den Folgenden hat er die Aufgabe festzustellen, zu welcher der beiden Geschwindigkeitsstufen das anliegende Muster zuzuordnen ist (vgl. Abbildung 4.3(b)).

In der Rest- bzw. Vergleichsphase hat der Proband die Wochentage in umgekehrter Reihenfolge halb laut aufzusagen während er contralateral zur vorherigen taktilen Reizung mit dem Zeigefinger eine tippende Bewegung ausführt.

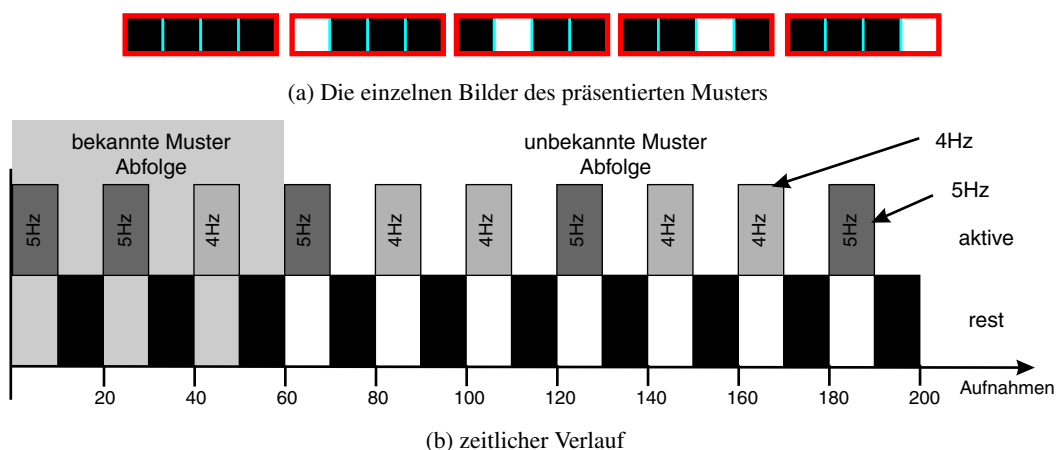


Abbildung 4.3: Visualisierung des Paradigma

Probanden

Die Untersuchung wurde mit einem 30 Jahre alten männlichen Probanden durchgeführt. Die Daten dreier weiterer Probanden können aufgrund starke Bewegungen während der Sitzung und techni-

schen Problemen bei der Datenaufnahme nicht verwendet werden.

Datenaufnahme

Die Methode und die Parameter der Datenaufnahme sind identisch mit den im Kapitel 4.1.1 beschrieben.

4.2.2 Analyse der Daten durch anatomische Lokalisation

Die Daten mit einer Auflösung von $64 \times 64 \times 26$ sind an eine höher aufgelösten ($128 \times 128 \times 80$) T2-gewichtete Aufnahme *coregistert* und anschließend mit SPM ausgewertet. Die als aktiv gekennzeichneten Cluster sind auf die T2 gewichteten Aufnahmen abgebildet. Mit den Farben sind die T-Werte der drei Experimente gekennzeichnet. Die Zuordnung der Kürzel zu den Experimenten ist wie folgt:

rindex : Experiment am rechten Zeigefinger.

rfoot : Experiment auf der Innenseite des rechten Fuß.

rupper : Experiment am rechten Arm.

Die T-Werte der Cluster sind größer als 7,9. Bei 197 freie Parametern entspricht dies einer FWR korrigierten Wahrscheinlichkeit von $p < 0,001$, dass die Cluster durch Zufall entstanden sind. Die Abbildung 4.5 zeigt die Lokalisation der Aktivitäten anhand der unterlegten T2 gewichteten Aufnahme.

Der Cluster mit den höchsten T-Werten beim Experiment am rechten Zeigefinger befindet sich in der Nachbarschaft des Sulcus centralis und ist wie auf den sagittalen sowie auf den coronalen Abbildungen gut zu erkennen ist relativ groß. Das Maximum (roter Pfeil) befindet sich bei der Koordinate [46,-30,38] und ist somit in dem Bereich den man auch bei der Betrachtung des menschlichen taktilen Homunculus erwartet. Die Größe des Hauptclusters entspricht dem erwarteten rezeptiven Feld. An der Hand befinden sich die meisten Mechanorezeptoren und es ist somit auch zu erwarten, dass eine taktile Reizung am Zeigefinger zu einer sehr starken Aktivität im SI führt.

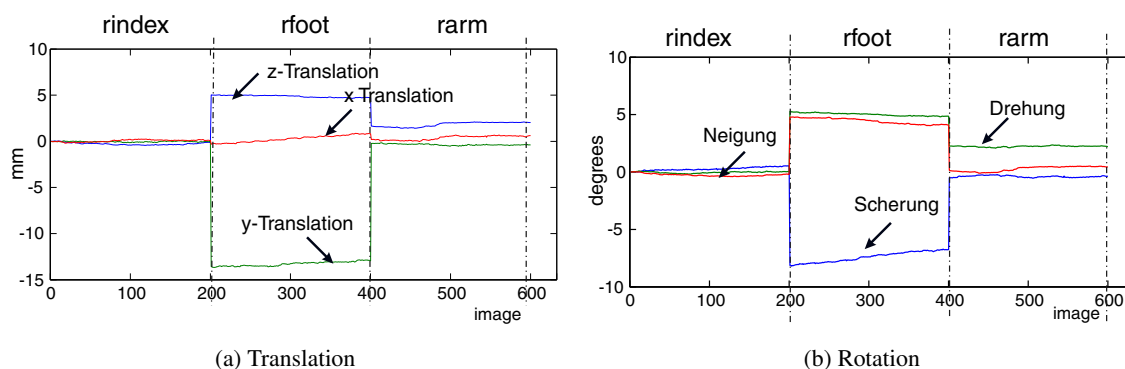


Abbildung 4.4: Abweichungen beim Realignment des Experimentes.

Das Maximum bei der Reizung auf der inneren Seite des rechten Fußes liegt bei [24,-50,54] und somit wie auch in der Abbildung 4.5 ersichtlich sehr weit dorsal, aber auf der rostralen-caudalen Achse im Bereich des SI sowie auf der lateral richtigen Seite. Bei der Betrachtung der Abweichungen beim Ausrichten der Aufnahmen in Abbildung 4.4 ist zu erkennen, dass es im z-Richtung d.h dorsal

Experiment	Clustergröße	T_{max}	x,y,z [mm]	p_{cor}
rindex	91	12,3	48,-40,40	0,001
rfoot	11	7,72	24,-52,50	0,001
rupper	70	8,67	48,-12,5	0,001

Tabelle 4.1: Lage und Größe der aktiven Cluster bezüglich des individuellen Koordinatensystems.

stärkere Schwankungen ersichtlich sind, die einen größeren Fehler in der Lokalisation des Clusters für den Fuß in SI erklärt.

Bei der taktilen Reizung am rechten Arm zeigt sich kein aktives Cluster im Bereich des SI. Bei Betrachtung des taktilen Homunculus wäre eine Aktivität zwischen den Clustern von Experiment *rindex* und *rfoot* zu erwarten. Das Cluster müsste dorsal-medial zu dem von Experiment *rindex* evozierten und lateral rostral zu dem vom Experiment *foot* evozierten Cluster liegen. Das receptive Feld für taktile Reize ist im Bereich des Oberarms sehr klein, so dass es zu erklären ist, dass in diesem Bereich keine Aktivität ersichtlich ist. Das Maximum des Clusters befindet sich bei [48,-12,6]. In diesen Bereich befindet sich der SII. Wie weitere Experimente zeigen werden, ist eine Aktivierung des SII mit dem PTD durchaus zu erwarten.

4.2.3 Konventionelle Datenanalyse eines Clusters

Zur Kontrolle der Datenanalyse mit SPM 99 ist das von SPM auf einem Niveau von $p = 0,0001$ als signifikant bezeichnete Cluster weiter analysiert worden. Die Daten stammen aus dem Experiment am rechten Zeigefinger. Die Größe des Clusters beträgt 87 Voxel, das MRT-Signal hat ein SNR von $130 \pm 22,5$. Innerhalb dieses Rauschens ist das BOLD-Signal enthalten. Zur Verdeutlichung ist in Abbildung 4.6(a) der gemittelte Verlauf der prozentualen Abweichungen der Grauwerte vom Mittelwert des jeweiligen Voxel dargestellt. Es zeigt sich, dass die Schwankungen zu einer rechteckförmigen Reizfunktion mit der Periodizität von 20 Aufnahmen korreliert sind.

Deutlicher wird dieser Effekt, wenn die prozentualen Abweichungen vom Mittelwert bei der entsprechenden Periodizität aufgetragen werden (vgl. Abbildung 4.6(b)). In der Abbildung werden die Werte (sm_n) an der Stelle n ($1 \leq n \leq 20$) nach Gl.4.1 berechnet, wobei A die Gesamtzahl der Aufnahmen und N die Zahl der Aufnahmen während der aktiven Phase ist. Mit m_n wird entsprechend der Wert eines Voxel bzw. bei der Betrachtung eines Cluster der Mittelwert des Clusters bezeichnet.

Im gegebenen Falle ergibt sich $A = 200$ und $N = 20$

$$sm_n = \frac{A}{N} \sum_{i=1}^{A/N} m_{(i-1)*20+n} \quad (4.1)$$

4.3 Primäre Reizverarbeitung bei taktiler Reizung am Abdomen

Diese Untersuchung dient der Bestimmung der primären Reizverarbeitung im Cortex. Sie ist mit dem PTD mit einer Auflösung von 8×8 Taxel und einer flachen Auflage durchgeführt worden. Das PTD ist am Abdomen mit dem integrierten Gürtel befestigt (vgl. Abbildung 3.17(a)). Das taktile Muster, das den Probanden während der MRT-Sitzung am Abdomen dargeboten wird, ist der Gestalt, dass es eine Aktivierung des primären somatosensorischen Cortex erwarten lässt.

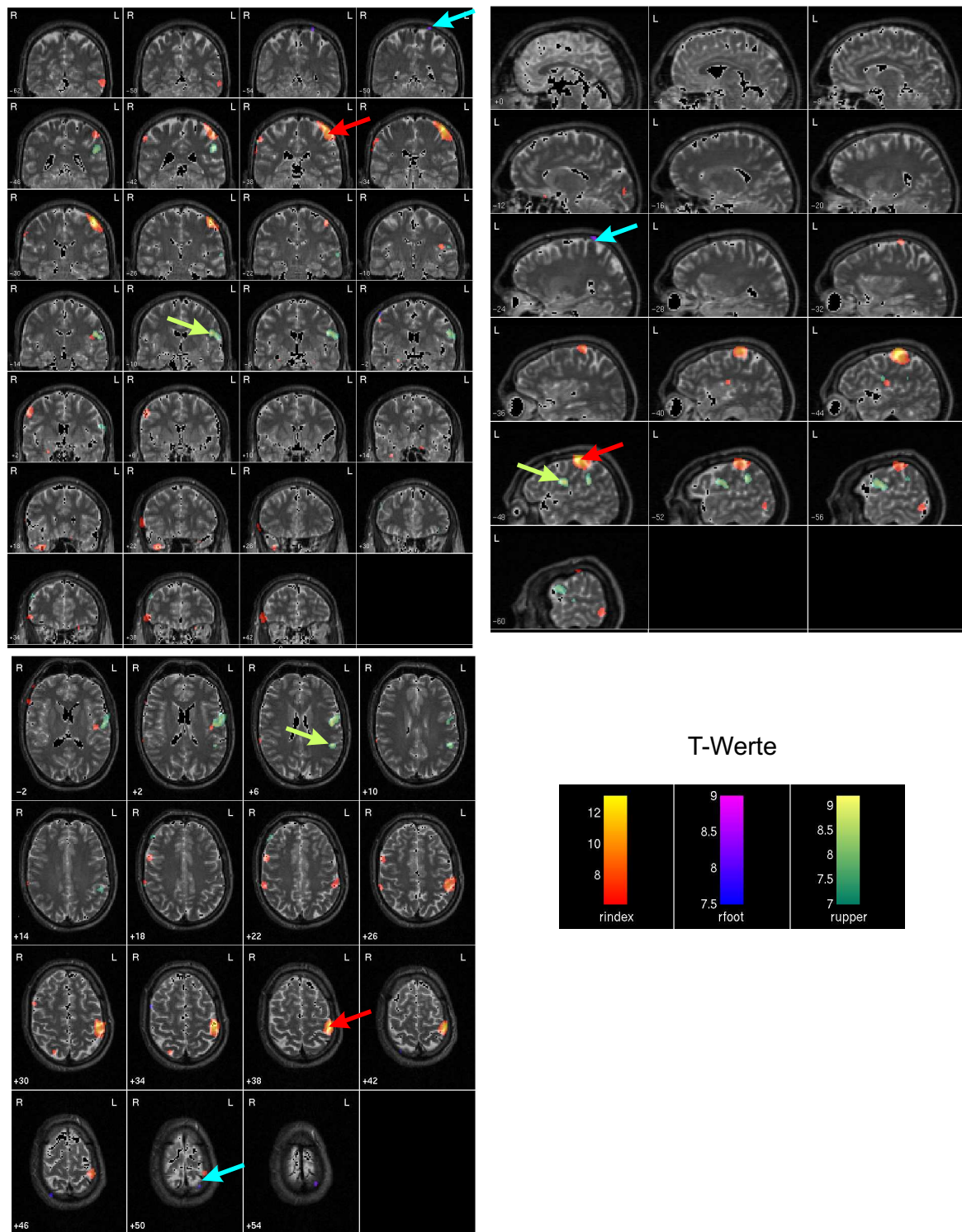
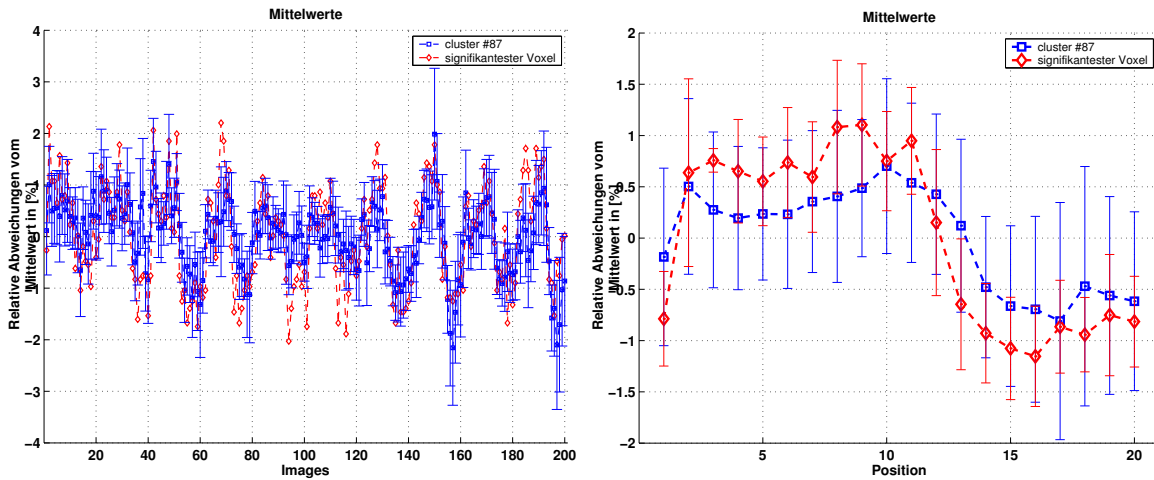


Abbildung 4.5: Lage der aktiven Cluster auf einer T2 gewichteten Aufnahme. Die Angaben der Koordinaten sind in Millimetern und beziehen sich auf das Koordinatensystem der unterlegten Aufnahme.



(a) Verlauf der prozentualen Abweichung vom Mittelwert. (b) Die prozentuale Abweichung gemittelt über die Reizdauer.

Abbildung 4.6: Konventionelle Datenanalyse von einem Cluster. Dargestellt ist das signifikanteste Voxel (rot) und die Mittelung über das umgebende Cluster (blau).

4.3.1 Methode

Als taktiler Reiz wird ein Muster dargeboten, das aus 12 Punkten besteht. Die 12 aktiven Taxel sind gleichmäßig über eine möglichst große taktile Fläche des PTD verteilt und aktivieren 18% der möglichen Gesamtfläche (vgl. Abbildung 4.7(a)). Das präsentierte Muster hat keine räumliche Korrelation, d.h. es stellt keine zusammenhängende Figur (Kreis, Quadrat, Kreuz) dar. Das Ziel ist es mit dem dargebotenen Muster nur einen primären taktilen Reiz an dieser Körperregion zu setzen.

Es sind zwei Sitzungen mit unterschiedlichen Paradigmen mit jeweils 6 Probanden durchgeführt worden. *EventTactil* bezeichnete die erste Sitzung und *EventFreq* die zweite.

Beide Paradigmen haben ein ereignisbezogenes³ Design. Im Vergleich zu den vorherigen Experimenten mit einem *box-car* Design ist die aktive Phase nicht mehr über mehrere Aufnahmen verteilt sondern von der Größenordnung der *TR*. In dem vorliegenden Fall ist bei einer *TR* von 2 s ein Reiz mit einer Dauer von 2,5 s verwendet worden. Der Vorteil dieses ereignisbezogenen Experimentes ist, dass die Antwort des Cortex auf einen kurzen Reiz mehr den natürlichen Gegebenheiten entspricht, als eine konstante Reizung über einen relativ langen Zeitraum.

Paradigma *EventTactil*

Bei dem verwendeten Paradigm ist als Ereignis das Muster für 2,5 s mit einer Vibrationsfrequenz von 4 Hz gezeigt worden, worauf eine Ruhephase von 15,5 s folgt (vgl. Abbildung 4.7(b)). Das Paradigma ist in 4 Blöcke mit je 8 Ereignissen aufgeteilt. Innerhalb eines Blocks ist das Interstimulusintervall konstant bei 18 s. Nach jedem Block wird die Startzeit des Reizes (*SOT*⁴) um 500 ms verschoben (vgl. Abbildung 4.7(b)). Mit dieser Verschiebung wird versucht die HRF zu verschiedenen Zeitpunkten abzutasten (vgl. Kapitel 1.5.4). Aufgrund der Ruhephase von mindestens 14 s ist zu erwarten, dass die HRF jedem Ereignis nahezu wieder auf das Ausgangsniveau abgefallen ist.

Zur Kontrolle der Paradigmen ist am Ende ein visueller Reiz mit der selben zeitlichen Struktur über

³engl.: event-related

⁴engl.: stimulus on time

die Goggles (vgl. Kapitel 3.10) gesetzt worden. Da das visuelle Zentrum ein relativ starken BOLD-Effekt erzeugt, ist die Blockgröße auf 4 Ereignisse gekürzt, das die Dauer der Sitzung positiv beeinflusst. Der visuelle Reiz besteht aus einem Flinken der 24 LEDs der Goggles mit einer Frequenz von 8 Hz. Wie bei der taktilen Reizung wird nach jedem Block die SOTs um 500 ms verschoben.

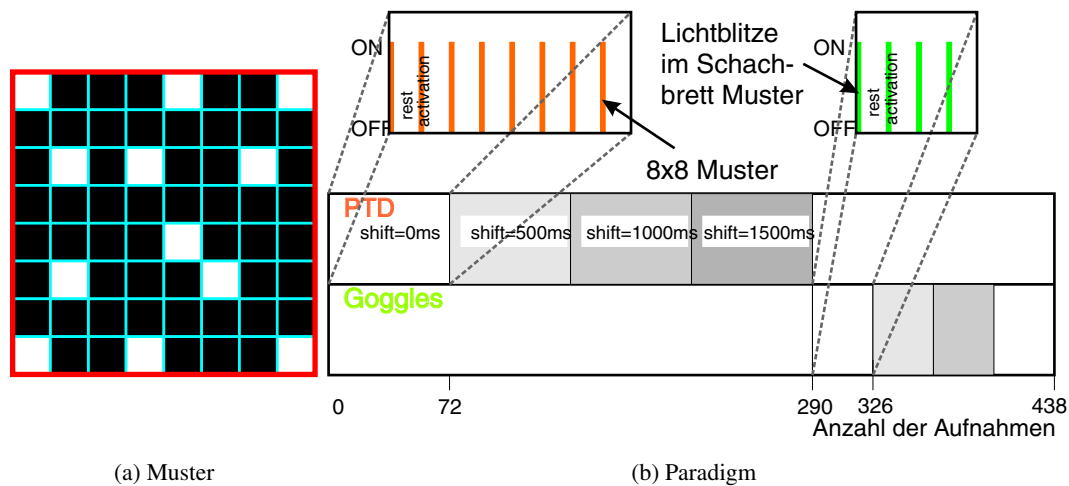


Abbildung 4.7: Visualisierung der verwendeten Paradigma beim EventTactil(nach [Zap03])

Paradigma EventFreq

Wie im Paradigma für das EventTactil-Experiment werden die taktilen Reize nur kurz für 2,5 s gezeigt. Als taktiler Reiz wird das selbe Muster wie im vorherigen Experiment verwendet (vgl. Abbildung 4.7(a)). Der Unterschied zwischen den einzelnen Ereignissen ist die Frequenz mit der die Taxel des Musters vibrieren. Die Vibrationsfrequenz wird zwischen 2 Hz und 6 Hz in Stufen von 1 Hz variiert. Das Paradigma ist so gestaltet, dass die Interstimuluszeit konstant 18 s ist und die Abfolge der einzelnen Muster mit unterschiedlicher Vibrationsfrequenz pseudo randomisiert erfolgt (Abbildung 4.8(a)).

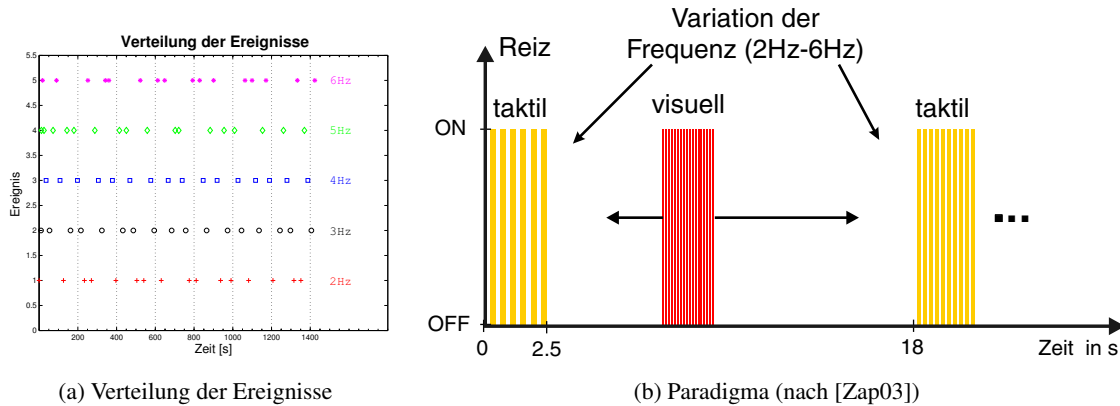
Bei den einzelnen Ereignissen ist die SOT um jeweils 250ms verschoben, um wie beim obigen Experiment die HRF an mehreren Stellen abtasten zu können.

Um die Aufmerksamkeit des Probanden über den Zeitraum der Sitzung zu erhalten, wird zufällig zwischen zwei taktilen Ereignissen ein kurzer visueller Reiz mit den Goggles gesetzt. Der visuelle Reiz ist identisch mit dem im Experiment EventTactil. Die Visualisierung des Paradigmas findet sich in Abbildung 4.8(b).

Probanden

Für diese Untersuchung sind 6 Probanden zwischen 20 und 40 Jahren ausgewählt worden. Die Ergebnisse von Proband F können direkt mit den Ergebnissen aus der Untersuchung in Kapitel 4.2.2 verglichen werden, da es sich um den selben Probanden handelt. Die Probanden wurden aus einer Gruppe ausgewählt, die in die Arbeit involviert sind oder waren. Alle Probanden bis auf Proband F waren in Bezug auf das PTD naiv. Proband F hatte auch noch keine Erfahrung mit dem PTD am Abdomen. Die Probanden meldeten sich freiwillig und waren Mitglieder der Arbeitsgruppe von Herrn Scheiber⁵.

⁵Université Louis Pasteur, Médecine Institut de Physique Biologique 4, Rue Kirschléger 67085 Strasbourg



(a) Verteilung der Ereignisse

(b) Paradigma (nach [Zap03])

Abbildung 4.8: Visualisierung des beim Experiment EventFreq verwendeten Paradigma

Parameter der Datenaufnahme

Von jedem Probanden sind mit einer TR von 2 s hintereinander 2 Sitzungen mit 438 bzw. 724 Aufnahmen gemacht worden. Die Zeit ist so bemessen, dass inklusive der Vorbereitungszeit der Proband nicht länger als 1 h in im Tomographen verbringen muss.

Bei jeder Aufnahme werden 20 Scheiben mit einer Auflösung von $64 \times 64 \times 64$ Voxel gemacht. Um die TR zu verkürzen, ist keine Fettunterdrückung verwendet worden. Die Daten der Aufnahmen sind: *field of view* $FOV = 24 \times 24 \text{ cm}^2$, $TE = 42 \text{ ms}$, Verkippungswinkel $\alpha = 90^\circ$. Diese Parameter ergeben eine Größe der Voxel von $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$.

Für eine ausreichende Sättigung werden am Anfang einer jeden Sitzung drei Dummyaufnahmen, welche nicht aufgezeichnet werden, gemacht.

4.3.2 Vorverarbeitung der Daten

Die Daten sind entsprechend der Fortschritte in der Analyse-Software mit der aktuelleren Version SPM2 anstatt mit SPM99 verarbeitet. Neben den Verbesserungen beim Normalisieren bietet die neuere Version auch umfangreichere Analysemethoden für die Auswertung sowie eine Korrektur des Schwellwertes für die statistische Relevanz nach FDR. Die für das *preprocessing* verwendeten Stapelverarbeitungsskripte⁶ finden sich in Anhang E.

Durch das Falten der Zeitserie mit einer Sinc-Funktion sind bei allen Aufnahmen die Zeitdifferenzen der einzelnen Scheiben interpoliert worden. Die vom Aufnahmeprotokoll vorgegebene verschachtelte⁷ Reihenfolge der Aufnahmen der Scheiben ist hierbei berücksichtigt. Die Reihenfolge von inferior nach superior ist $1, 3, 5 \dots (n-1), 2, 4 \dots n$ wobei mit eins die erste aufgenommene Scheibe bezeichnet wird.

Im Folgenden werden alle Aufnahmen einer Sitzung an die erste Aufnahme der ersten Sitzung ausgerichtet. Die Transformationsmatrizen für jede Aufnahme wird gespeichert und bei der folgenden Normalisierung berücksichtigt. Die Bilder werden nur bei individuellen Auswertungen mit der affinen Transformationsmatrix neu berechnet.

Für vier von sechs Probanden sind morphologische Aufnahmen vorhanden. Diese besitzen eine Auflösung von $128 \times 128 \times 80$ Voxel und sind bei der Aufnahme mit T2 gewichtet worden. Um eine

⁶engl.: batch-scripte

⁷engl.: interleave

möglichst gute Normalisierung zu erreichen werden die Aufnahmen zunächst an das jeweilige Mittelwertbild des Realignment *coregistert*.

Bei der Normalisierung sind als erstes die nicht lineare Transformationsmatrizen berechnet worden. Dieses erfolgt bei vorhanden sein einer morphologischen Aufnahme durch Angleichen an das T2 gewichtete MNI-Template (ICBM brain) [Eva93, Fri95] bzw. in den anderen Fällen durch Anpassen an die EPI-Aufnahmen des selben Templates. In einem zweiten Schritt sind die Daten unter Berücksichtigung der Matrizen des Ausrichtens und der nicht linearen Transformationsmatrix in das Koordinatensystem des MNI-Template überführt worden.

In einem letzten Schritt vor der statistischen Auswertung sind die Aufnahmen noch mit einem gaußschen Kern mit $6 \times 6 \times 6 \text{ mm}^3$ geglättet worden.

Bei der Betrachtung von individuellen Differenzen fand keine Normalisierung der Daten statt und ein Glättungskern mit $8 \times 8 \times 8 \text{ mm}^3$ entsprechend der zweifachen Größe der Voxel fand Verwendung.

4.3.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung basiert auf den GLM, welches in SPM2 implementiert ist. Das Modell besteht aus den SOTs, welche mit der aus Γ -Funktionen zusammengesetzten HRF modelliert werden und den Regressoren der Bewegung.

Die Analyse der Daten enthält sowohl Modelle für die individuellen Daten der Probanden als auch Modelle für eine Gruppenanalyse. Als Grundlage der Auswertung dienen im erste Fall die ausgeordneten und geglätteten Rohdaten. Im zweiten Fall, bei der Gruppenanalyse, sind die auf den MNI Cortex normalisierten Daten verwendet worden.

Für jeden Probanden sind zwei Designmatrizen bestimmt und berechnet worden. Neben den Regressoren der Bewegung ist beim Experiment *EventTactil* ein Regressor für die SOTs der visuellen und der taktilen Reizung modelliert worden. Das Experiment *EventFrequ* ist mit je einem Regressor pro Stimulationsfrequenz zu den Regressoren der Bewegung analysiert worden.

Für die beiden Modelle der Gruppenanalyse sind alle Sitzungen eines Experimentes mit einer Designmatrix analysiert worden. Wie bei den individuellen Designmatrizen sind die Regressoren jeweils die SOTs der Experimente und die 6 Kennzahlen der Bewegung pro Proband gewählt worden. Die Abbildung 4.9 und 4.10 veranschaulichen die für die statistische Auswertung verwendeten Designmatrizen.

Die Analyse beinhaltet einen zweiseitigen T-Test, wobei beim Kontrastieren jeweils gegen die Ruhephase getestet wird. Zur Vermeidung von Artefakten durch Atmung oder Herzschlag sind die Modelle mit einem Hochpassfilter mit einer Grenzfrequenz von $1/\nu = 60 \text{ s}$ geglättet worden.

4.3.4 Anatomische Betrachtung der Aktivierung bei einem Probanden

In der Abbildung 4.12 sind die bei einem $p_{corr} = 0,05$ (FDR) gefundenen Aktivitäten auf einer höher aufgelösten T2-gewichteten Aufnahme abgebildet. Es sind deutlich 4 Cluster erkennbar, die paarweise collateral ausgebildet sind. Zwei weniger ausgedehnte Cluster (1&2) liegen dorsal medial im Bereich des Sulcus centralis. In diesem Bereich ist bei der Betrachtung des taktilen Homunculus eine Aktivität bei primärer taktiler Stimulation zu erwarten. Die räumliche Ausdehnung und die Lage ist mit den Ergebnissen bei der taktilen Reizung mit einem Modul an verschiedenen Gliedmaßen verträglich. Es ist bei dem kleinen Rezeptivenfeld des Abdomens nur eine Aktivität mit einer sehr geringen räumlichen Ausdehnung zu erwarten, auch wenn auf einer relativ großen Fläche eine Reizung stattfindet. Im Cluster (2) liegt das globale Maximum der Aktivität mit einem T-Wert von 8,9. Sehr große und ausgedehnte Cluster (3&4) existieren bilateral an den Grenzen zwischen den Frontal-, Parietal- und Temporal- Lobe. In diesen Bereichen befindet sich der SII sowie das primäre auditive

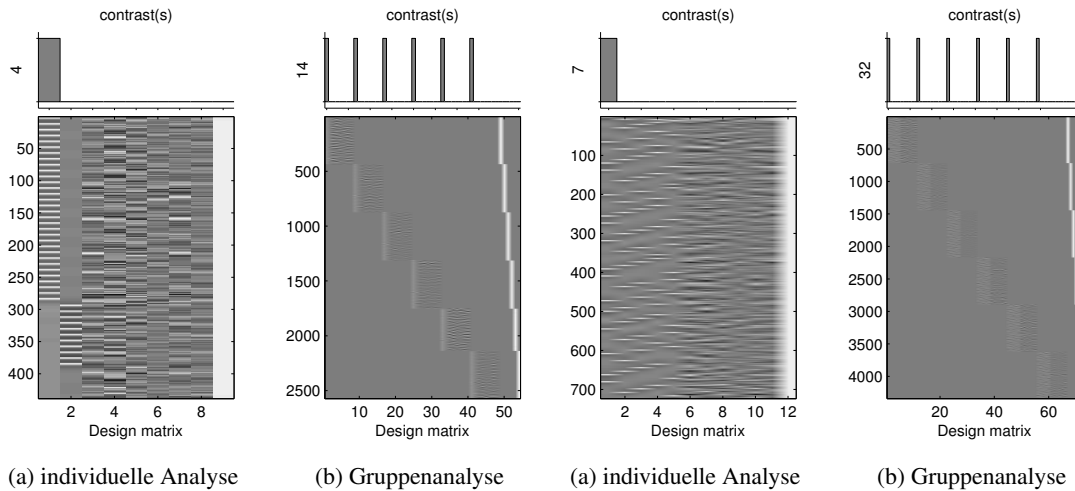


Abbildung 4.9: Visualisierung der verwendeten Designmatrizen das Experiment EventTactil.

Abbildung 4.10: Visualisierung der verwendeten Designmatrizen für das Experiment EventFrequ.

Zentrum dorsal unter der lateral Fissure. Inwieweit das auditive Zentrum direkt angesprochen wird ist Gegenstand einer späteren Untersuchung.

Die Interpretation der Daten legt nahe, dass durch den vorgegebenen taktilen Reiz am Abdomen eine starke Aktivität des SII und einer schwächere im Bereich des SI evoziert wird.

4.3.5 Gruppenanalyse des Experimentes EventTactil

Nach der statistischen Auswertung der Daten ist der durch FDR korrigierte Schwellwert auf $p_{corr} = 0,005$ und eine minimale Clustergröße von 20 Voxel gesetzt worden. In diesen Grenzen als aktiv bestimmten Voxel sind in Abbildung 4.13 in das Glasgehirn des MNI-Template eingezeichnet.

Es ist zu erkennen, dass die gegebene Aufgabenstellung eine sehr starke Aktivität collateral dorsal des lateralen Sulci bewirkt. Die Cluster, die in der Abbildung 4.13(a) mit 1 und 2 bezeichnet sind, befinden sich zum größten Teil in Gebieten, die den BA 40 bis 45 zugeordnet werden. Die BA 40, 43 und 39 beinhalten zum größten Teil die sekundäre somatosensorische Verarbeitung (SII). Die Cluster 3 und 4 in der Abbildung 4.13(a) können mit dem primären somatosensorischen Cortex in Verbindung gebracht werden. Wie an den maximalen T-Werten zu erkennen ist, ist die Aktivierung des SII bei dieser Aufgabenstellung stärker als die des SI. Es lässt vermuten, dass bei einer Stimulation an einer Stelle mit einer kleinen somatotopischen Repräsentation der SII stärker aktiviert wird als bei einem Experiment an Stellen mit einer stärkeren somatotopisch Repräsentation. Die Maxima der T-Werte der jeweiligen Cluster finden sich in Tabelle 4.2. Die Koordinaten beziehen sich auf das MNI-Koordinatensystem.

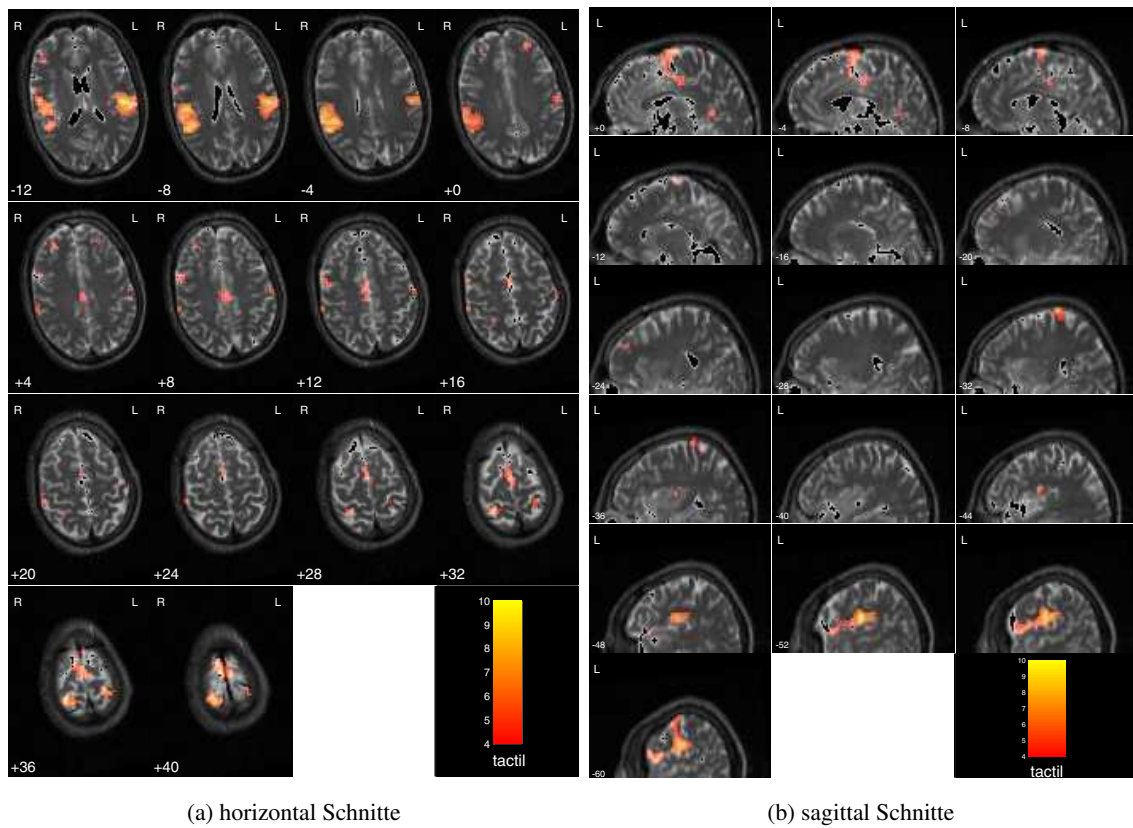


Abbildung 4.11: T-Wert-Karte. Beschreibung siehe Abbildung 4.12.

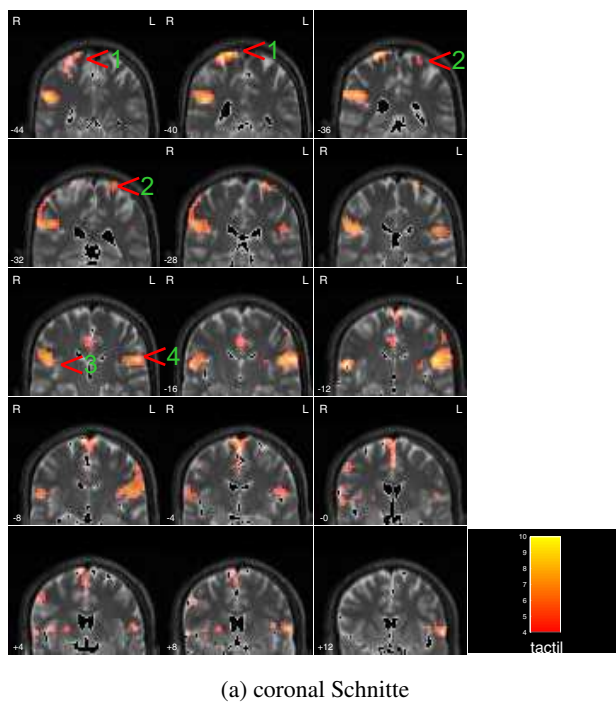


Abbildung 4.12: T-Wert-Karte dargestellt auf einer anatomischen T2-Aufnahme beim Probanden F bei dem Experiment EventTactil. Die minimale T-Werte entsprechen dem FDR korrigierten Schwellwert von $p_{cor} = 0,001$.

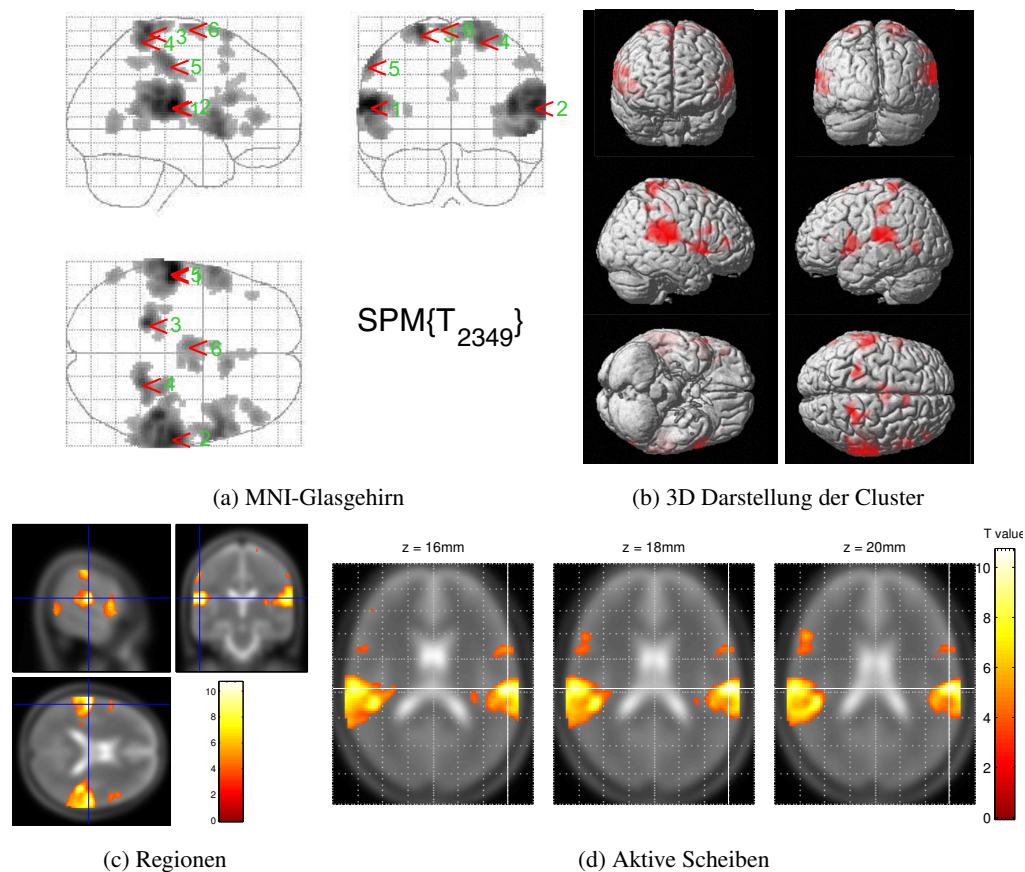


Abbildung 4.13: Ergebnisse der Gruppenanalyse des EventTactil-Experimentes. Die Lage der bei einem FDR korrigierten p-Werte von $p_{corr} = 0,005$ und einer minimalen Clustergröße von $k = 20$ als aktiv gekennzeichneten Areale in Bezug auf das MNI-Glasgehirn.

Tabelle 4.2: Lage der Cluster und Koordinaten der Voxel mit dem höchsten T-Wert in jedem Cluster.

Cluster	Anzahl an Voxel	maximaler t-Wert	[x,y,z] mm	involvierte Brodmann Areale
1	1908	10,67	-58 -22 18	links: 21; 22; 29 ; 40-43
2	3587	9,24	62 -22 18	rechts: 1; 13; 22; 29; 40-45
3	303	8,52	-22 -40 72	links: 1-3; 5
4	629	7,62	22 -44 66	rechts: 1-3; 5
5	220	6,80	-60 -24 48	links: 1-3
6	215	6,80	-6 -10 76	links/rechts: nicht eindeutig zu identifizieren

4.3.6 Gruppenanalyse des Experimentes EventFreq

Die Gruppenanalyse mit einem Kontrast⁸ auf alle Aufgaben zeigt eine robuste Aktivität collateral im Bereich des SI (vgl. Abbildung 4.15). Das Maximum der Aktivität befindet sich bei der MNI-Koordinate [-22, -40, 76] mm beziehungsweise auf der collateralen Seite bei [20, 40, 76] mm. Diese robuste Aktivierung ist auch bei Experiment EventTactil zu beobachten. In den Abbildungen 4.15(a) und 4.15(b) sind die Lage in der Umgebung des Sulcus Centralis ersichtlich. Die Aktivierung dieser mit 1 und 2 gekennzeichneten Cluster sind unter Berücksichtigung der Fragestellung und der somatotopischen Repräsentation der taktilen Rezeptoren im Cortex zu erwarten.

Neben der starken Aktivierung im SI ist auch bei allen Aufgabenstellungen in Bereich des SII eine robuste Aktivierung zu erkennen. Die Maxima der aktiven Cluster befinden sich bei den MNI-Koordinaten [-66, -28, 16] mm und [46, -32, 26] mm.

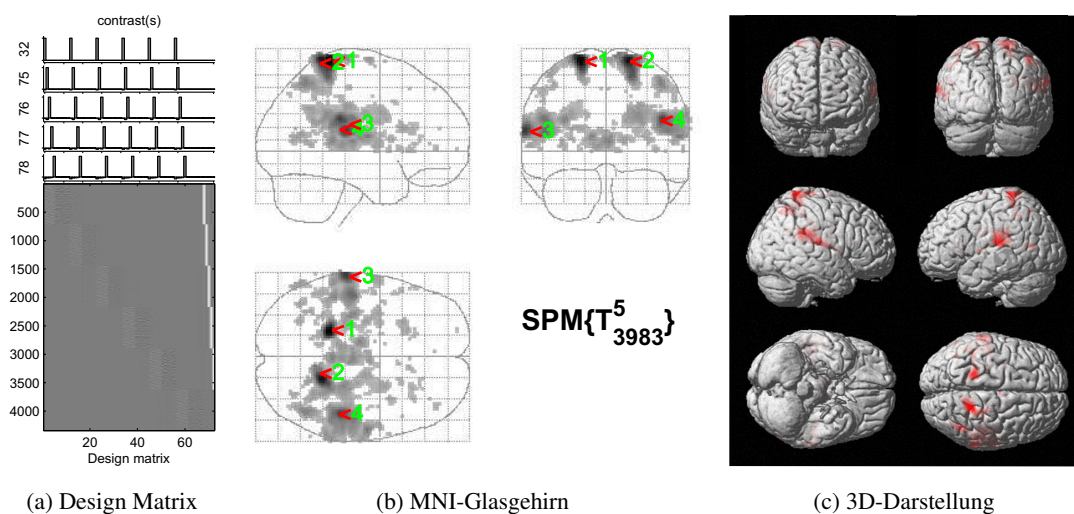


Abbildung 4.14: Darstellung der aktiven Cluster bei einem Kontrast auf alle Aufgaben im Experiment EventFreq. Der FDR Schwellenwert liegt bei $p_{cor} = 0,005$. Detaillierte Darstellung der Cluster findet sich in Abbildung 4.15 auf der nächsten Seite.

Tabelle 4.3: Lage der Cluster in Abbildung 4.15

Cluster	Anzahl an Voxel	maximaler t-Wert	[x,y,z] mm	involvierte Brodmann Areale
1	374	5,77	-20 -40 72	links: 2-5
2	595	5,09	18 -46 72	rechts: 2,3,5
3	1183	4,08	-66 -28 16	links: 29, 40-43
4	1778	3,96	46 -32 26	rechts: 13, 29, 40, 42, 43

⁸vgl. Abbildung 4.14(a)

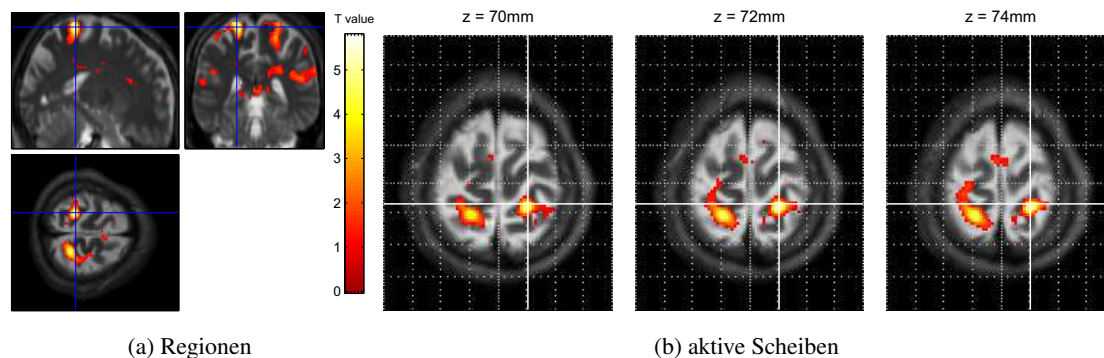


Abbildung 4.15: Darstellung der aktiven Cluster bei einem Kontrast auf alle Aufgaben im Experiment EventFreq. Der FDR Schwellenwert liegt bei $p_{cor} = 0,005$.

Eine detailliertere Analyse der Daten zeigt deutlich, dass die Stärke der neuronalen Aktivität abhängig von der Vibrationsfrequenz des Musters ist. In Abbildung 4.16 sind die Positionen und die Ausdehnung der bei dem gegebenen Schwellenwert als aktiv gekennzeichneten Cluster auf das MNI-Glasgehirn abgebildet. Es ist deutlich zu erkennen, dass die neuronale Aktivität im Bereich zwischen 4 und 6 Hz stärker ist als bei einer Vibrationsfrequenz zwischen 2 und 3 Hz. Die involvierten Cluster befinden sich wieder in Bereichen die dem SI und SII zuzuordnen sind (vgl. Abbildung 4.15).

Tabelle 4.4: Lage der Cluster und Koordinate der Voxel mit dem höchsten T-Wert in jedem Cluster aus Abbildung 4.16.

Abbildung 4.16	p_{cor}	Anzahl an Voxel	maximaler t-Wert	[x,y,z] mm
a)	0,01	310	6,36	46 -30 26
b)	0,01	81	6,34	-22 -40 -76
c)	0,001	659	8,98	-20 -40 74
d)	0,005	210	7,13	-20 -40 74
e)	0,005	874	8,40	-64 -26 18
f)	0,005	374	5,77	-20 -40 72

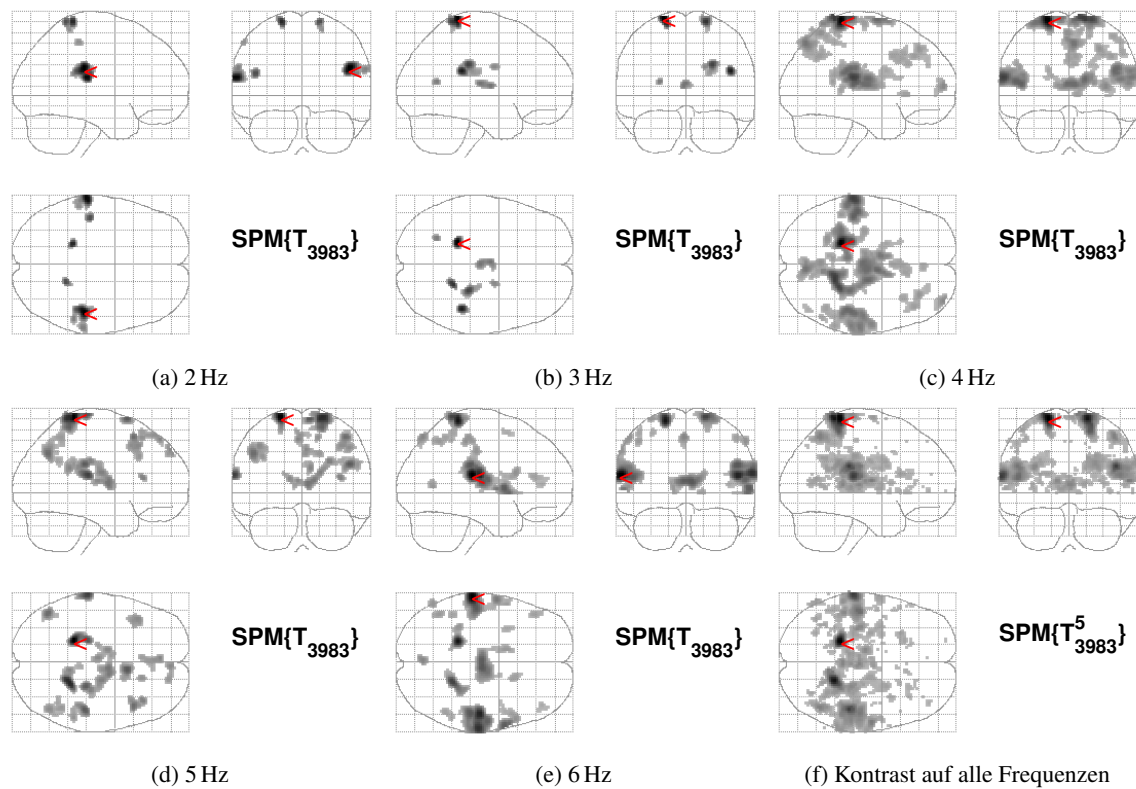


Abbildung 4.16: Ergebnisse der Gruppenanalyse des EventFreq-Experiments. Die Lage der mit FDR korrigierten und mit einer minimalen Clustergröße von 20 als aktive gekennzeichneten Cluster ist auf auf das MNI-Glasgehirn abgebildet.

4.3.7 Stärke der Aktivierung in Abhängigkeit der Vibrationsfrequenz

Insbesondere in der Auswertung des Experiments `Eventfreq` ist ersichtlich, dass es abhängig von der Vibrationsfrequenz zu Unterschieden in der Lage der Cluster und deren Ausdehnung kommt (vgl. Abbildung 4.16). Der T-Werte des signifikantesten Voxel eines Clusters schwankt je nach Aufgabenstellung. Für die Quantisierung dieser Schwankungen sind die als signifikant bezeichneten Cluster sowohl von der Analyse der individuellen als auch von der Analyse der auf das MNI-Template abgebildeten Daten näher untersucht worden.

Für die Auswertung beim Experiment `EventTactil` ist für jeden Probanden die Lage der Cluster bestimmt worden, die auf einem Signifikanzniveau von $p_{cor} < 0,05$ (FDR) als aktiv bezeichnet werden und die im Bereich des S1 bzw. S2 liegen. Bei den Daten von Proband C und E sind in diesem Experiment mit diesem Signifikanzniveau keine aktiven Cluster erkennbar. Es sind aus diesem Grund für alle Probanden die Cluster, die beim Kontrastieren auf alle Aufgaben beim selben p-Wert als aktiv gekennzeichnet sind, verwendet worden. Die genaue Lage der Cluster ist in Tabelle 4.5 dargestellt.

Tabelle 4.5: Lage des Maximums des T-Wertes und Größe der ausgewählten Cluster. Die Angaben der Koordinaten beziehen sich auf das individuelle Koordinatensystem der Probanden.

Pro-band	Areal	Anzahl an Voxel	[x,y,z] mm	Pro-band	Areal	Anzahl an Voxel	[x,y,z] mm
A	S1-links	47	0 -40 36	C	S2-links	155	52 -20 -12
A	S1-rechts	44	36 -44 28	D	S1-links	21	-16 -16 36
A	S2-rechts	192	-48 -24 -4	D	S1-rechts	19	20 -48 24
A	S2-links	139	64 -36 -24	D	S2-rechts	74	-56 -28 -16
B	S1-links	51	-20 -44 28	D	S2-links	411	44 -36 -20
B	S1-rechts	59	16 -48 20	F	S1-links	34	-32 -37 36
B	S2-rechts	47	-68 -24 -16	F	S1-rechts	39	12 -45 35
B	S2-links	37	40 -36 -20	F	S2-rechts	222	-51 -13 -11
C	S1-links	159	-36 -44 28	F	S2-links	272	39 -45 -12
C	S1-rechts	49	28 -40 32	E	S1-rechts	83	16 -36 36
C	S2-rechts	27	-36 -20 -8	E	S2-rechts	79	-68 -20 -20

Die Abbildung 4.17 zeigt die Variationen der T-Werte innerhalb der Cluster bei den individuell analysierten Daten. Es ist zu erkennen, dass die T-Werte zwischen den Probanden sehr starken Schwankungen unterliegen. Diese Variationen zwischen den Probanden sind stärker als die Schwankungen zwischen den unterschiedlichen somatosensorischen Arealen und den Schwankungen zwischen den unterschiedlichen Aufgaben. Die Variationen zwischen den einzelnen somatosensorischen Arealen sind bei den meisten Probanden nicht signifikant. Daraus ist zu schließen, dass mit dieser Art der Reizung sehr stark der primäre somatosensorische Cortex angesprochen wird.

Bei der Betrachtung der einzelnen Aufgaben ist zu erkennen, dass beim Experiment `EventTactil` signifikant größere T-Werte zu beobachten sind. Dieses lässt sich nicht durch die geringere Anzahl an Freiheitsgraden begründen. Der Vergleich der gemittelten T-Werte bei 4 Hz und bei Experiment `EventTactil` zeigt, dass der ermittelte T-Wert der Aufgabe 4 Hz bei $p = 1,35 \cdot 10^{-2}$ und der bei `EventTactil` einen Wert von $p < 10^{-5}$ entspricht. Die Analyse der individuellen Daten zeigt auch, dass bei einer Vibrationsfrequenz von 4 Hz eine stärkere Aktivierung sowohl des primären als auch des sekundären somatosensorischen Cortex evoziert wird.

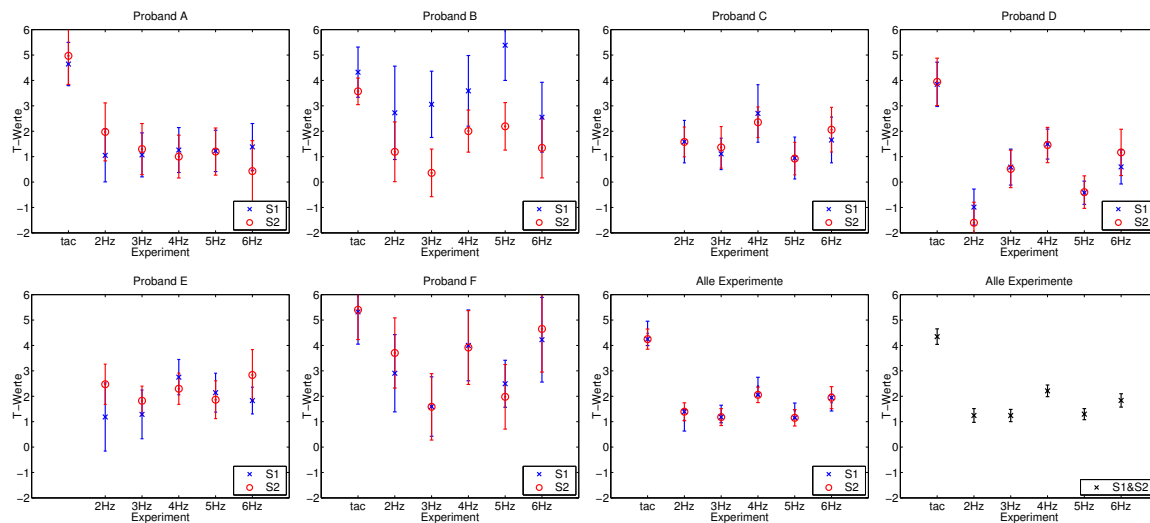


Abbildung 4.17: Darstellung der mittleren T-Werte bei der individuellen Analyse der Daten

4.3.8 Variationen in der Aktivierung in Abhängigkeit der Aufgabe

Bei der Betrachtung der individuellen Daten besteht keine Möglichkeit, die Reaktion gleicher Areale im Cortex bei verschiedenen Probanden zu vergleichen. Um dieses zu ermöglichen sind die T-Werte der in der Abbildung 4.16 dargestellten Cluster bestimmt worden. Die Cluster sind in zwei Gruppen eingeteilt. Bei den Gruppen wird sowohl beim primären als auch beim sekundären somatosensorischen Cortex zwischen der linken und der rechten Hemisphäre unterschieden. Die Areale sind so ausgewählt, dass nur die T-Werte, die bei allen Aufgaben als aktiv gekennzeichnet sind verwendet werden. Wie in der Abbildung ersichtlich finden sich keine übereinstimmenden Cluster bei der Aufgabe 3 Hz im S2 links und bei der Aufgabe 5 Hz im S2 rechts. Diese Cluster sind somit bei der Berechnung der Schnittmengen übersprungen worden. Die genaue Lage der verwendeten Cluster findet sich in der Tabelle 4.6.

Die Abbildungen 4.18 zeigt die Variationen der aktiven Cluster in den verschiedenen somatosenso-

Tabelle 4.6: Verwendete Cluster bei der Analyse der T-Werte in Abhängigkeit der Aufgabe

Aufgabe	Areal	Voxel	Max. T-Wert	[x,y,z] mm	Aufgabe	Areal	Voxel	Max. T-Wert	[x,y,z] mm
tac	S1-links	47	8.52	18 -40 68	4Hz	S1-links	47	8.98	20 -44 76
tac	S1-rechts	35	7.22	-18 -44 74	4Hz	S1-rechts	35	7.19	-20 -48 72
tac	S2-rechts	73	9.86	62 -26 22	4Hz	S2-rechts	73	7.13	64 -30 20
tac	S2-links	30	8.78	-44 -34 22	4Hz	S2-links	30	6.09	-46 -34 26
2Hz	S1-links	47	5.77	20 -42 70	5Hz	S1-links	47	7.13	20 -44 76
2Hz	S1-rechts	35	5.22	-18 -48 74	5Hz	S1-rechts	35	6.32	-18 -46 74
2Hz	S2-rechts	73	6.15	64 -30 20	5Hz	S2-rechts	73	5.85	62 -32 20
2Hz	S2-links	30	6.10	-46 -30 26	5Hz	S2-links	30	4.90	-48 -34 26
3Hz	S1-links	47	6.34	18 -42 74	6Hz	S1-links	47	7.73	20 -42 72
3Hz	S1-rechts	35	5.59	-18 -46 76	6Hz	S1-rechts	35	6.56	-20 -44 74
3Hz	S2-rechts	73	4.30	62 -30 24	6Hz	S2-rechts	73	8.40	64 -32 22
3Hz	S2-links	30	5.90	-46 -32 24	6Hz	S2-links	30	5.18	-46 -32 28

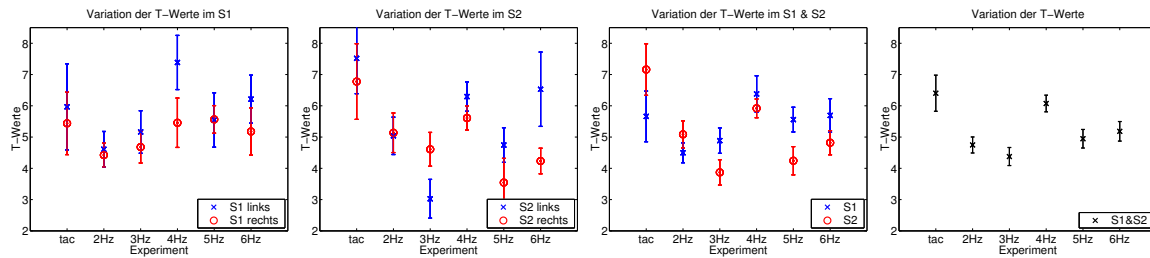


Abbildung 4.18: Darstellung der Variation der T-Werte bei den normalisierten Daten, aufgeteilt nach den unterschiedlichen somatosensorischen Arealen.

rischen Arealen. In dem Diagramm sind die in Abbildung 4.16 nicht gekennzeichneten Areale bei 3 Hz und 5 Hz mit aufgenommen, da in diesem Bereich Aktivität zu erkennen ist, die jedoch den Schwellwert von $p = 0,05$ nicht überschreitet.

Aus der Abbildung ist zu erkennen, dass bei der gewählten Reizung eine etwas stärkere Aktivierung des S1 ersichtlich ist. Die Unterschiede zwischen der linken und der rechten Hemisphäre ist sowohl im S1 als auch in S2 nicht signifikant. Es kann nicht sichergestellt werden, ob die ersichtlich leicht erhöhte Aktivität auf der linken Hemisphäre von der lateralen Anlage der Probanden oder durch einen systematischen Fehler bei der Befestigung des PTD hervorgerufen wird. Wie bei der Betrachtung der individuellen Daten muss bei der Interpretation der größeren T-Werte bei der Aufgabe `EventTactil` die geringere Anzahl von freien Parametern in dem Modell berücksichtigt werden. Unter Berücksichtigung der Freiheitsgrade der Modelle ergibt sich für alle Werte eine Signifikanz von $p < 10^{-5}$. Die Abbildung 4.18 zeigt deutlich eine Abhängigkeit von der gestellten Aufgabe. In dem Umfang der gemachten Untersuchung zeigt sich, dass bei primärer taktiler Reizung mit dem PTD die maximale neuronale Aktivität bei einer Vibrationsfrequenz von 4 Hz evoziert wird. Die Aktivierung im S1 zeigt eine schwächere Abhängigkeit von der gestellten Aufgabe als die Areale, die im S2 liegen. Es kann nicht gezeigt werden, ob dieser Effekt gerätespezifisch oder eine Eigenschaft des somatosensorischen Systems ist.

4.4 Interpretation von Mustern

Diese Studie zielt auf die Untersuchung der neuronalen Antwort bei taktiler Reizung mit dem PTD. Im Vergleich zu den vorherigen Studien ist bei dieser Studie das somatosensorische Zentrum nicht nur mit einem einfachen taktilen Stimulus gereizt worden, sondern die verwendeten taktilen Reize bilden unterschiedliche zeitliche und räumliche Muster. Jedes Muster hat eine eindeutige Vorzugsrichtung im Raum, die der Proband unterscheiden kann. Das Paradigma ist so gewählt, dass die Beobachtung von höheren Verarbeitungsschritten im Cortex zu erwarten ist.

4.4.1 Methode

Paradigma

Das in dieser Studie verwendete und in der Abbildung F.2 dargestellte Paradigma bildet ein ereignisbezogenes Design. Während der Sitzung werden verschiedene Muster durch das PTD dargeboten (vgl. Abbildung 4.19). Die Aufgabe des Probanden ist es, die Richtung des vorgelegten Musters zu erkennen und mit Hilfe von drei Tasten anzuzeigen. Die rechte Taste kennzeichnet horizontale, die linke vertikale Muster und die mittlere Taste sagt aus, dass keine Orientierung feststellbar ist. Jedes der 6 Muster sollte für 1,75 s angezeigt werden. Durch einen Umsetzungsfehler bei der Konvertierung der Muster in das Paradigma, ist die Reizdauer der einzelnen Muster unterschiedlich. Die Muster lassen sich wie folgt beschreiben:

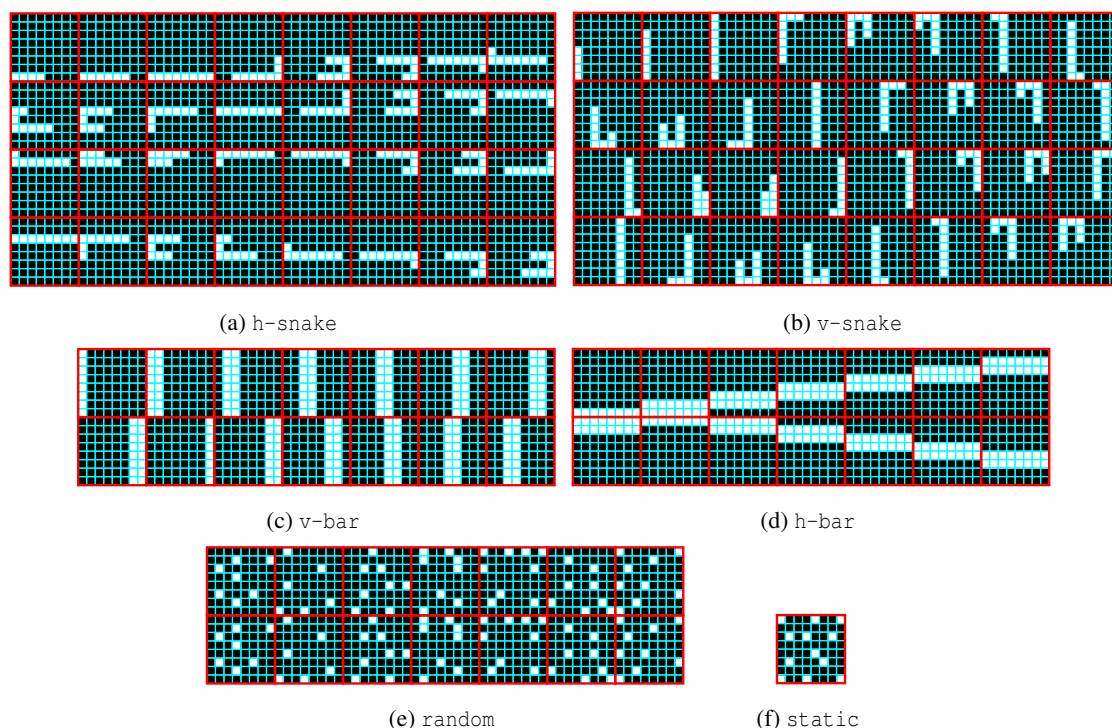


Abbildung 4.19: Angezeigte Muster bei einer Aufgabenstellung zur Mustererkennung. Bei den zeitlichen Mustern ist die Abfolge der Muster von links nach rechts und von oben nach unten.

h-snake Die 32 einzelnen Bilder des Musters werden nacheinander angezeigt, wobei der zeitliche Abstand zwischen den einzelnen Bildern 76 ms beträgt. Wie in der Abbildung 4.19(a) ersicht-

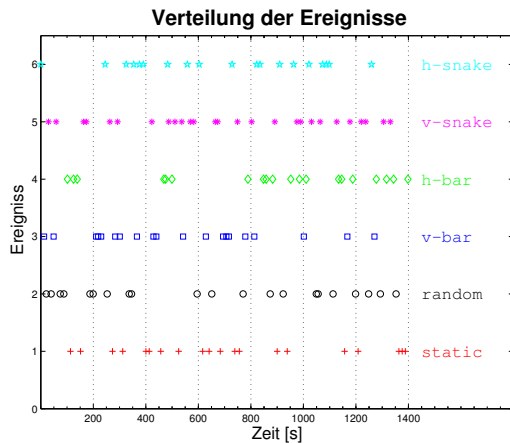


Abbildung 4.20: Verteilung der Ereignisse während einer Sitzung

Tabelle 4.7: Anzahl der Wiederholungen der einzelnen Reize

Reiz	Wiederholungen	Reizdauer [ms]
h-snake	19	2430
v-snake	27	4000
v-bar	20	1750
h-bar	20	1750
random	21	1750
static	20	1750

lich ist, ändern nicht alle Taxel von Bild zu Bild von Zustand *aktive* in den Zustand *passive*. Die Abfolge ist so gewählt, dass jeder angezeigte Taxel für vier Bilder d.h. 304 ms angezeigt wird. Das vollständige Muster hat eine Reizdauer von 2432 ms. Der visuelle Eindruck des Musters ist eine Schlange, welche sich von links nach rechts und währenddessen von unten nach oben schlängelt. Die Hauptbewegung findet somit in horizontaler Richtung statt.

v-snake Wie das vorherige besteht dieses Muster aus 32 einzelnen Bildern, jedes Bild wird für 125 ms dargeboten. Durch Überschneidungen in den Bildern wird erreicht, dass jedes Taxel für 500 ms angezeigt wird. Die Reizdauer für dieses Muster beträgt 4000 ms. Der visuelle Eindruck des Musters ist eine Schlange, welche sich von oben nach unten und währenddessen von rechts nach links schlängelt. Die Hauptbewegung findet somit in vertikaler Richtung statt.

v-bar Das Muster besteht aus 14 Bildern. Jedes einzelne Bild wird für 125 ms angezeigt. Durch Überlagerung wird erreicht, dass jedes Taxel für 250 ms angezeigt wird. Die Reizdauer des Musters ist 1750 ms. Der visuelle Eindruck ist ein vertikaler Balken der von links nach rechts und wieder zurück bewegt wird und somit einer vertikale Bewegung ausführt.

h-bar Das Muster ist identisch zu v-bar aufgebaut, allerdings sind die Bilder um 90° gedreht. Es entsteht der visuelle Eindruck, dass sich ein horizontaler Balken von unten nach oben und zurück bewegt.

random Das Muster besteht aus 7 Bildern bei denen einzelne Taxel zufällig in Zustand *aktive* sind. Die Bilder sind so gewählt, dass im Mittel sich immer $7,7 \pm 1,1$ Taxel ändern, damit sie mit den obigen Mustern vergleichbar sind. Die Bilder wechseln mit einer Zeitkonstante von 125 ms und werden einmal wiederholt. Es ergibt sich daraus ein Reizdauer von 1750 ms.

static Dieses Muster ist mit der vorherigen Studie in Kapitel 4.3 vergleichbar. Es wird ein beliebiges Muster mit einer Vibrationsfrequenz von 4 Hz für 1750 ms angezeigt.

Die 6 Muster sind mit einer variablen Interstimuluszeit dargeboten worden, so dass bei jeder Sitzung 127 Reize gesetzt werden. Die Interstimuluszeit beträgt im Mittel 11,1 s und ist so variiert, dass ein Gaußscheverteilung mit einer Breite vom ± 5 s entsteht. Die verschiedenen Reize sind pseudo randomisiert und somit für jeden Probanden gleich. Die Verteilung der einzelnen Reize innerhalb der

Sitzung ist in der Abbildung 4.20 zu erkennen und so gewählt, dass diese bei einer Gruppierung der Reize in horizontale, vertikale und beliebige Richtungen gleichverteilt sind.

Probanden

Für die Untersuchung wurden die Daten von 7 Probanden verwendet. Die 4 weiblichen und 3 männlichen Probanden waren im Schnitt $24;1 \pm 0;6$ Jahre alt. Alle Probanden waren in Bezug auf Experimente zur taktilen Wahrnehmung naiv und hatten vor der Untersuchung noch keine taktilen Erfahrungen mit dem PTD.

Datenaufnahme

Für jede Sitzung sind pro Proband 700 Aufnahmen mit einem 2 T MRT und einer EPI Gradienten Sequenz gemacht worden. Drei Dummyaufnahmen kurz vor der Datenaufnahme haben eine ausreichende Sättigung der angeregten Wasserstoffkerne innerhalb des Cortex garantiert. Die Aufnahmeparameter sind: $TE = 40$ ms, $FOV = 25,6 \times 25,6 \text{ cm}^2$ und Verkippungswinkel $\alpha = 80^\circ$. Jede Aufnahme beinhaltet 30 Scheiben mit einer Dicke von 4 mm und einer Auflösung von 64×64 . Die äquidistanten Scheiben sind mit einer verschachtelte⁹ Reihenfolge aufgenommen worden, wobei die zeitliche Abfolge der Scheiben 1,3...29,2,4...30 ist. Aus den Parametern resultiert eine Größe der Voxel von $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$. Von jedem Probanden ist zur Verbesserung der späteren Normalisierung eine T_2 gewichtete Aufnahme gemacht worden. Bei dieser morphologischen Aufnahme haben die Voxel eine Größe von $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ und die Auflösung von $128 \times 128 \times 80$ Voxel.

4.4.2 Vorverarbeitung

Die Auswertung dieses Experimentes beinhaltet die selben Vorverarbeitungsschritte wie in den vorherigen Studien. Eine detaillierte Beschreibung befindet sich in Kapitel 4.3.2. Der zeitliche Versatz der Daten innerhalb einer Aufnahme ist durch die Faltung mit einer entsprechenden Sinc-Funktion korrigiert. Die Aufnahmen innerhalb einer Sitzung sind an die ersten Aufnahmen der Sitzung ausgerichtet. Es sind nur die Parameter der affinen Transformation bestimmt und nicht die Aufnahmen neu berechnet worden. Die jeweiligen T_2 -gewichteten morphologischen Aufnahmen der einzelnen Probanden sind an die erste EPI-Aufnahme der Sitzung *coregistert*. Diese ausgerichtete Aufnahme dient der Bestimmung der Parameter zur Normalisierung der Aufnahmen auf das MNI-Gehirn. Mit den Parametern und der Transformationsmatrix vom Ausrichten der Aufnahmen sind diese neu berechnet worden. Für die statistische Auswertung sind die Daten noch mit einem gaußschen Glättungskern von 6 mm^3 geglättet worden.

4.4.3 Lokalisation der gefundenen Aktivität

Trotz der unterschiedlichen SOT sind alle Daten mit einer ereignisbezogenen Designmatrix modelliert. An die Daten ist eine einem FDR korrigierter Schwelle von $p_{cor} = 0,05$ und eine minimale Anzahl von aktiven Voxel pro Cluster von $k = 20$ gesetzt worden. Das Kontrastieren auf die Aufgaben v-bar zeigt nur sehr geringe Aktivität so das die minimale Anzahl an Voxel bei dieser Aufgabe auf $k = 5$ reduziert worden ist.

Das Kontrastieren auf die einzelnen Aufgaben zeigt deutliche Unterschiede, sowohl im Ort als auch in der Größe und Stärke der aktivierten Areale, in Abhängigkeit der Aufgabe. Die als aktiv gekenn-

⁹engl.: interlace

gezeichneten Cluster sind in Abbildung 4.21 für jede Aufgabe dargestellt und im Folgenden detaillierter beschrieben.

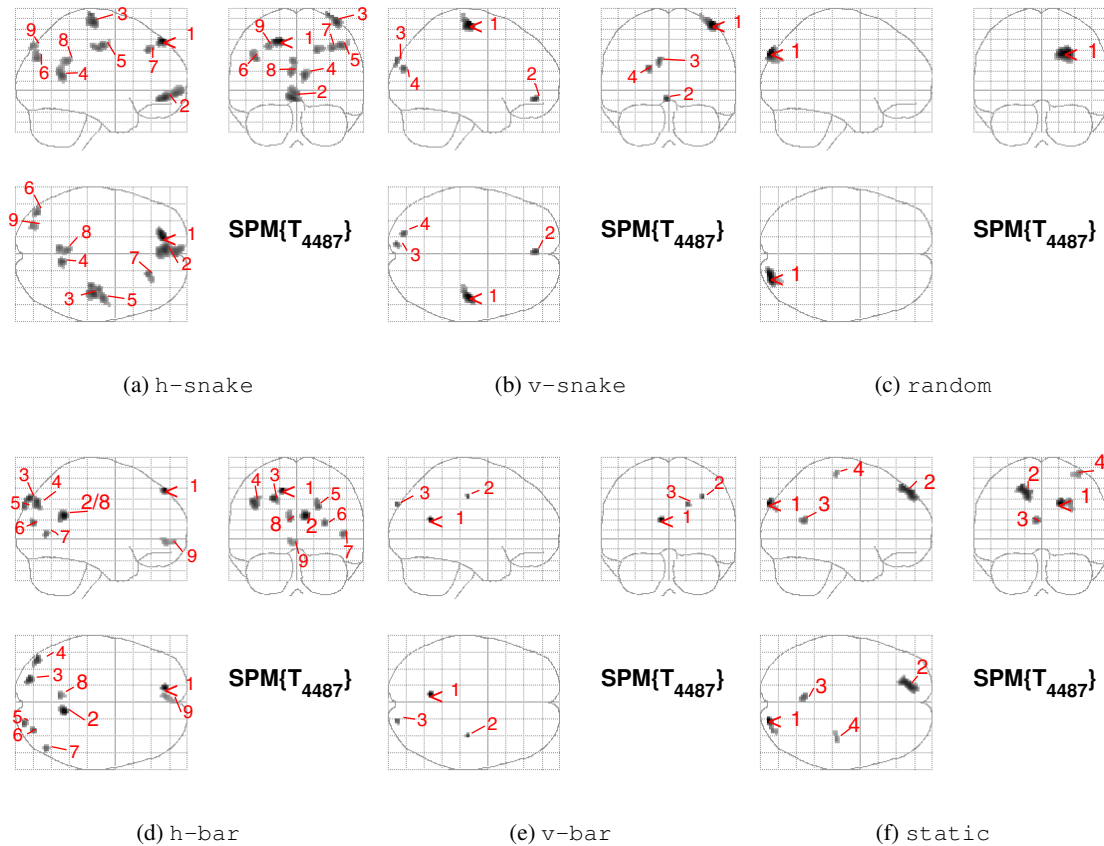


Abbildung 4.21: Ergebnisse der Mustererkennung bei Kontrastierung auf die jeweiligen Aufgaben.

random

Der Reiz *random* erzeugt eine Aktivität in der rechten Hemisphäre zwischen dem Lobus parietalis und dem Lobus occipitalis. Dieses mit 1 gekennzeichnete Cluster hat eine Ausdehnung von 175 Voxel und einen maximalen T-Wert von 6,78 an der Stelle $[24, -90, 98]mm^3$ (MNI). Das gefundene Areal wird zum größten Teil den BA19 zugeordnet, welcher auch in diesem Bereich als V4 bezeichnet wird.

static

Das Kontrastieren ergibt für diese Aufgabe vier Cluster. Das Cluster mit dem höchsten T-Wert (C1) befindet sich im BA19 und hat eine 97% Überlappung mit Cluster 1 *random*.

Das Cluster 2 befindet sich im Lobus frontalis auf der linken Hemisphäre. Der abgedeckte Bereich kann dem BA8 und BA9 zu 50% zugeordnet werden.

Das dritte Cluster mit einer geringeren Ausdehnung (35 Voxel) befindet sich in der Nähe des Cerebellum in den Bereichen BA23, BA30 und BA31.

Das Cluster 4 befindet sich am Gyrus praecentralis im Bereich des BA4 und BA6.

h-bar

Bei der Aufgabe *h-bar* zeigt sich eine sehr starke Aktivierung an sehr unterschiedlichen Cortex-Arealen. Das Cluster mit dem größten T-Wert (C1) und Cluster 9 liegen auf dem Lobus frontalis wobei das Cluster 1 zu 68 % mit Cluster 2 *static* überlappt.

Auf der rechten Hemisphäre innerhalb des Lobus occipitalis befindet sich das Cluster 5 und 6. Das Cluster 6 ist sehr stark inferior verschoben. Das Cluster 5 überschneidet sich mit dem aktiven Cluster bei der Aufgabe *random*. kontralateral zu diesem Cluster befinden sich die Cluster C3 und C4. Wobei C4 neben dem BA19 auch das Areal BA39, welches für die Körperwahrnehmung verantwortlich ist, berührt.

Ebenfalls collateral ist die Aktivierung im Cluster 2 und Cluster 8, welche die Areale BA23, BA30 und BA31 entsprechen, wobei das Areal C8 sich mit der Aktivität *static* zu 37 % überschneidet.

Das Cluster 7 befindet sich zu ca. 50 % im BA39 welches der dritten Verarbeitungsstufe bei der sensorischen Verarbeitung zugeordnete wird.

v-bar

Obwohl sich dieses Aufgabe mit der obigen nur in der Richtung unterscheidet, ist nur eine sehr geringe Aktivität im Cortex erkennbar. Die drei ersichtlichen Cluster haben alle eine Ausdehnung kleiner als 20 Voxel.

Das Cluster mit der höchsten Aktivität C1 befindet sich auf der linken Hemisphäre im Bereich des BA31 und überschneidet sich mit dem C3 *static* zu 40 % sowie mit C8 *h-bar* zu 26 %. Die Lage von Cluster 2 ist nicht zu identifizieren. Das Cluster 3 befindet sich vollständig in dem selben Cluster, das auch bei der Aufgabe *random* aktiviert wird.

h-snake

Im Vergleich zu den vertikalen Aufgaben zeigt sich bei der Aufgabe *h-snake* wie schon bei der Aufgabe *h-bar* eine sehr starke Aktivität über weite Bereiche des Cortex.

Das Cluster mit dem höchsten T-Wert (C1) befindet sich auf dem Lobus frontalis und kann zu 50 % dem BA8 zugeordnet werden. Es hat 73 % Überschneidung mit C2 *static* und 25 % der Voxel befinden sich auf dem selben Areal wie bei der Aufgabe *h-bar* C1.

Das zweitstärkste Areal C2 befindet sich auf dem selben Areal wie C9 *h-bar* und kann somit dem BA10 und BA32 zugeordnet werden. Dieses Areal ist mit 237 Voxel im Verhältnis zu den anderen Arealen unverhältnismäßig stark ausgedehnt.

C3 liegt im Bereich des S1 auf der rechten Hemisphäre in Bereichen des BA3, BA 4 und BA6. Es hat Überschneidungen mit C4 *static* von 8,7 % und C1 *v-snake* mit 57 %.

Collateral sind zwei Aktivitäten zu beobachten: C4 und C8. Diese Areale, die Bereiche des BA30 beinhalten finden bei allen Aufgaben ihre Entsprechung, wie in Tabelle 4.8 zu erkennen ist.

Inferior zum C3 findet sich das Cluster 5, welches von seiner Lage Teilen des SII zugeordnet werden kann.

Cluster 6 befindet sich auf dem Lobus occipitalis und kann dem BA19 zugeordnet werden. Es finden sich Überschneidungen mit dem C4 bei der Aufgabe *h-bar* von 78 %.

Superior dazu findet sich C9, welches wieder bei einer horizontalen Aufgabe seine Entsprechung findet. Das Cluster 7 kann nicht identifiziert werden.

v-snake

Das Kontrastieren auf die Aufgabe v-snake ergibt nur eine sehr gering Aktivierung innerhalb des Cortex. Da diese Aufgabe eine längere SOT als die anderen Aufgaben hat, ist das Experiment sowohl mit einer Design-Matrix, die die Reize als *box-car* modelliert als auch einer gemischten Design-Matrix, die nur diese Aufgabe als *box-car* modelliert ausgewertet. Die Ergebnisse zeigen keine signifikanten Unterschiede sowohl in der Größe als auch in der Lage der aktiven Cluster.

Es sind bei dem gewählten Schwellwert 4 Cluster zu beobachten. Das Cluster 1 befindet sich auf der rechten Hemisphäre und erstreckt sich über Gebiete, die dem BA3 ,BA4 und BA6 und somit dem gesamten somatosensorischen System zugeordnet werden können. Es ergibt sich nur eine kleine (10 %) Überschneidung im Bereich BA4,BA6 mit dem Cluster 4 *static*.

Das Cluster mit den zweit höchsten T-Werten befindet sich sehr weit im Lobus frontalis mit einer minimalen Überschneidung mit C9 *h-bar*.

Im Lobus occipitalis auf der linken Hemisphäre befindet sich das Cluster (C3) mit 20 Voxel und das Cluster C4 mit 24 Voxel. C3 befindet sich im Bereich des BA19 hat aber keine gemeinsamen Areale mit den anderen Aufgaben. Teile des Clusters C4 können dem BA18 und BA19 zugeordnet werden.

Gemeinsame Cluster bei den verschiedenen Aufgaben

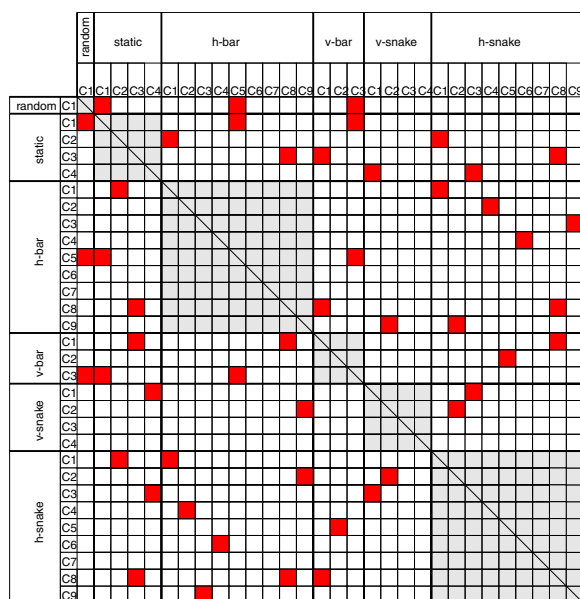


Tabelle 4.8: Visualisierung der Cluster mit gemeinsamen Voxel. Die Lage der Muster findet sich in Abbildung 4.21 auf dem MNI-Glasgehirn dargestellt.

In der Tabelle 4.8 kann entnommen werden, welche Cluster der einzelnen Aufgaben gemeinsame Voxel haben. Die Anzahl der überlappenden Voxel ist in der detaillierte Beschreibung der Aktivierung enthalten.

4.4.4 Klassifizierung der Aktivität im Lobus occipitalis

Wie aus der Tabelle 4.9 ersichtlich befinden sich neun Cluster, die bei dem gewählten Schwellwert noch als aktiv gekennzeichnet werden, im Bereich der Lobus occipitalis, wobei die Bereiche größtenteils dem BA19 und nur zu einem sehr geringen Teil dem BA39 zugeordnet werden können.

Auf der rechten Hemisphäre zeigten sich in diesen Bereichen bei den ersten 4 Aufgaben sehr ausgedehnte Cluster mit relativ hohen T-Werten. Diese vier Cluster überlappen an 7 Voxel. Bei einer

Tabelle 4.9: Cluster, die Aktivität im BA19 zeigen

Aufgabe	Areal	Voxel	Max. T-Wert	Hemisphäre	MNI [x,y,z] mm	Tal [x,y,z] mm	Gemeinsames Cluster
static	Cluster 1	61	5.01	R	18 -92 36	18 -87 38	C-V1
random	Cluster 1	175	6.78	R	24 -90 38	24 -85 39	
v-bar	Cluster 3	9	4.58	R	18 -92 36	18 -87 38	
h-bar	Cluster 5	29	4.45	R	22 -92 32	22 -88 34	
h-bar	Cluster 3	39	4.71	L	-22 -86 40	-22 -81 41	C-V2
h-snake	Cluster 9	32	4.25	L	-28 -84 44	-28 -79 45	
h-bar	Cluster 4	65	4.66	L	-44 -78 38	-44 -74 39	C-V3
h-snake	Cluster 6	50	4.45	L	-42 -78 32	-42 -74 33	
v-snake	Cluster 3	20	4.58	L	-10 -92 30	-10 -88 32	C-V4

Mittelung über die vier Aufgaben ergibt sich für den Voxel mit dem maximalen T-Wert ein Wert von $T = 5,04$ an der Stelle $[20, -92, 34]$ mm (MNI), welcher in Talairachkoordinaten $[19, 8; -87, 6; 35, 7]$ mm entspricht.

Innerhalb der linken Hemisphäre ergeben sich zwei überlappende Bereiche bei den horizontalen Aufgaben h-bar und h-snake. Es überlappen die Cluster C3, C9 an 2 Voxel. Ein großer gemeinsamer Bereich von 39 Voxel ergibt das Überlappen der Cluster C4, C6. Der maximale T-Wert über die Aufgaben gemittelt ergibt sich bei Cluster C-V2 an der Stelle $[-26, -86, 42]$ mm zu 3,90 und für das Cluster C-V3 bei $[-42, -78, 32]$ mm zu (MNI).

Der Verlauf der mittleren T-Werte innerhalb dieser gemeinsamen Cluster ist in Abbildung 4.22 dargestellt.

4.4.5 Klassifizierung der Aktivität im somatosensorischen Cortex

In der Abbildung 4.21 ist zu erkennen, dass nur die Aufgaben static, v-snake und h-snake im Bereich des primären somatosensorischen Cortex Aktivität aufweisen. Die Aktivität befindet sich auf der linken Hemisphäre. Es zeigt sich, dass alle drei Aufgaben ein gemeinsames Cluster bilden. An der Stelle $[8, -24, 66]$ mm hat das gemeinsame Cluster den gemittelten T-Wert von 4,47, wenn jedes Voxel über die drei Aufgaben gemittelt wird. Dieses 9 Voxel große Cluster befindet sich in einem Bereich, der dem BA4 und BA6 zugeordnet werden kann. In der Grafik 4.23 ist zu erkennen,

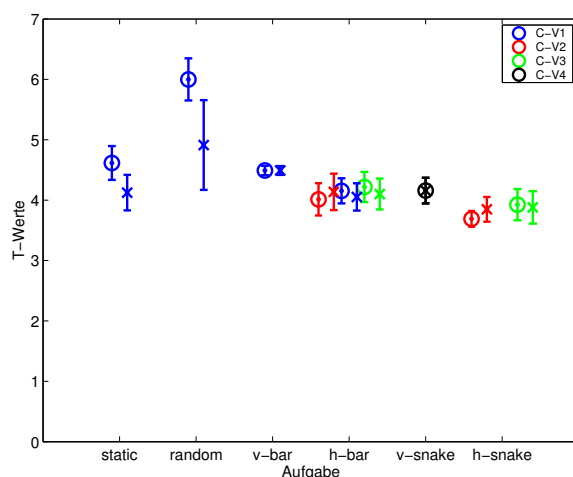


Abbildung 4.22: Verteilung der T-Werte in den Clustern die sich in Lobus occipitalis befinden. Mit einem \circ sind die mittleren T-Werte der Areale gekennzeichnet, die bei den entsprechenden Aufgaben überlappende Voxel aufweisen. Ein \times kennzeichnet die mittleren T-Werte des jeweiligen auf einem Niveau von $p_{cor} < 0,05$ als aktiv gekennzeichneten Clusters der jeweiligen Aufgabe. Der Versatz der einzelnen Punkte in x-Richtung ist zur besseren Übersicht eingefügt.

dass dieses gemeinsame Cluster auch die größten Werte in den individuellen Cluster hat

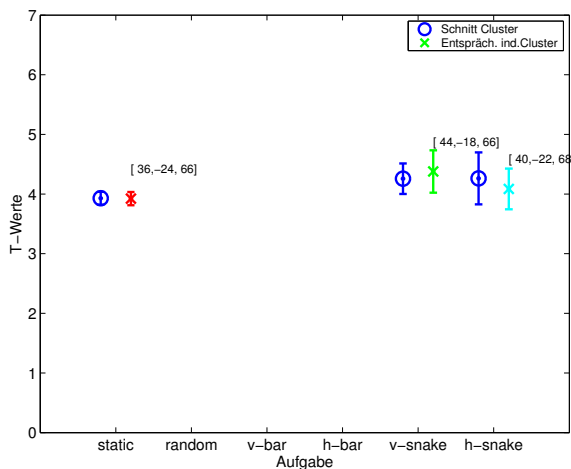


Abbildung 4.23: Verteilung der T-Werte aus Cluster, die größten Teils im somatosensorischen Cortex liegen. Mit einem \circ sind die mittleren T-Werte der Voxel gekennzeichnet, die in den Bereichen bei allen drei Aufgaben überlappen. Ein \times kennzeichnet die mittleren T-Werte des jeweiligen auf ein Niveau von $p_{cor} < 0,05$ als aktiv gekennzeichneten Clusters. Die Zahlen kennzeichnen den Ort in MNI-Koordinaten mit dem höchsten T-Wert. Der Versatz der einzelnen Punkte in x-Richtung ist zur besseren Übersicht eingefügt.

4.4.6 Vergleich der unterschiedlichen Aufgaben

Mit vier Kontrasten, die an die Gruppenanalyse angelegt werden, wird untersucht, inwieweit die gefundenen Aktivitäten von dem jeweiligen Aufgabentyp abhängen.

Die Gruppe, die die Aufgaben nach der Richtung der Bewegung des jeweiligen Musters unterscheidet, wird aus den Kontrasten C-ver und C-hor gebildet. Der Kontrast C-ver ist so gewählt, dass er gleichstark alle Aufgaben mit einer vertikalen Bewegung (v-bar und v-snake) berücksichtigt. Entsprechend werden mit dem Kontrast C-hor die Aufgaben mit einer horizontalen Bewegung (h-snake und h-bar) angesprochen.

Die zweite Gruppe ermöglicht ein Unterscheiden der Muster nach der vermeindlichen Schwierigkeit bzw. nach der Art und Weise wie die Bewegung dargestellt ist. Der Kontrast C-snake beinhaltet alle Aufgaben mit einer mäanderförmigen Bewegung (v-snake und h-snake). Der Kontrast C-bar kontrastiert die Aufgaben v-bar und h-bar.

Die Abbildung im Anhang F.4 zeigt am Beispiel des Kontrastes C-hor die verwendeten Designmatrizen. Durch die Vielzahl von Ereignissen sind die sechs Spalten für die Aufgabe und die sechs Spalten für die Korrektur der Bewegung nur noch teilweise zu erkennen.

In den Abbildungen 4.24 und 4.25 sind die bei einem FDR korrigierten p-Wert von $p_{cor} = 0,05$ als aktiv gekennzeichneten Cluster in das MNI-Glasgehirn eingetragen. Es zeigt sich je nach Aufgabentyp eine unterschiedlich starke Aktivierung sowohl im somatosensorischen als auch im visuellen Zentrum. Es kann bei allen Kontrasten im somatosensorischen Zentrum zwischen den Aktivitäten im SI und im SII unterschieden werden. Bei Kontrast C-ver zeigt sich bei dem gewählten Schwellwert ein Verschmelzen der Aktivität in diesen beiden Arealen, um zu trennen ist die Schwelle auf 0,01 gesenkt worden (vgl. Abbildung F.3(b)).

Beim Vergleich der Aktivierungsmuster beider Gruppen zeigt sich bei den Kontrasten C-bar und C-hor eine stärkere Beteiligung der visuellen Areale (BA19) sowie eine Abnahme der Aktivitäten im somatosensorischen Cortex, besonders im SI. Alle Kontraste zeigen Aktivitäten im SII. Es ist ersichtlich, dass die stärkste Aktivität im somatosensorischen Cortex bei Kontrast C-snake zu beobachten ist.

Die genaue Lage der einzelnen Aktivitäten kann der Abbildung 4.26 und 4.27 entnommen werden. In diesen Abbildungen sind die in das Glasgehirn eingezeichneten Aktivitäten mit dem selben Schwellwert auf einer anatomischen Aufnahme dargestellt.

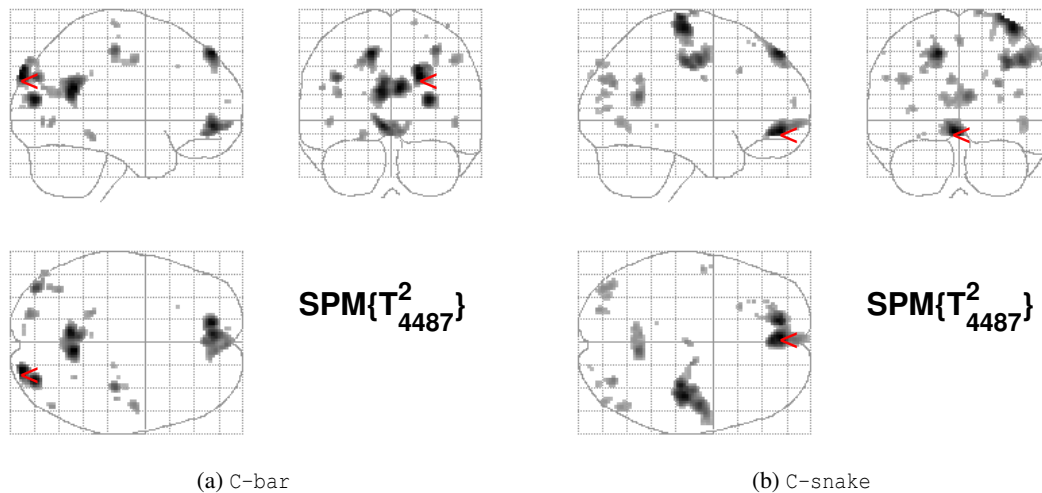


Abbildung 4.24: Vergleich der Aktivitäten beim Kontrastieren auf die jeweilige Art des Musters und somit auf die Darstellung des Bewegung.

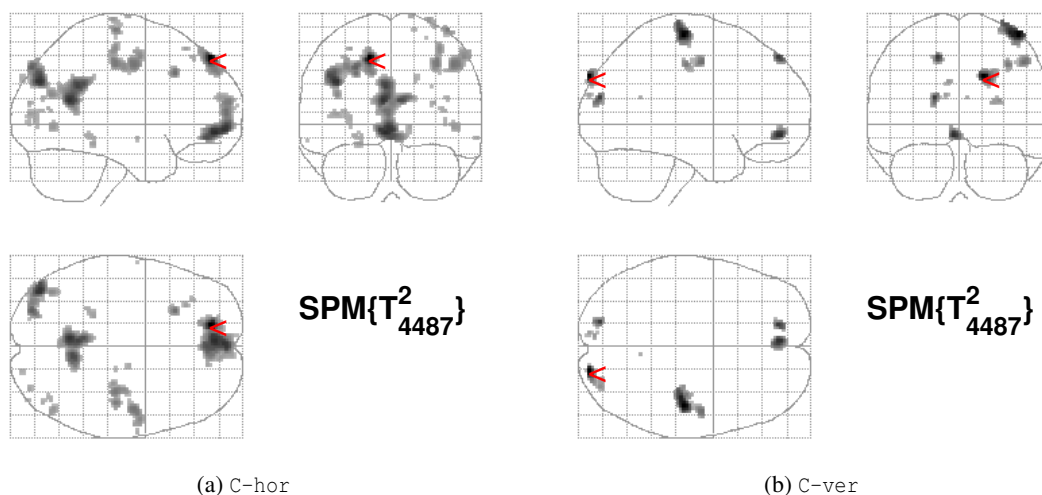
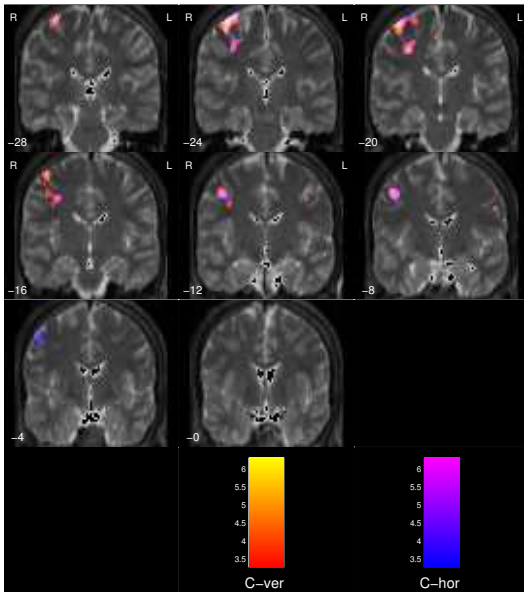


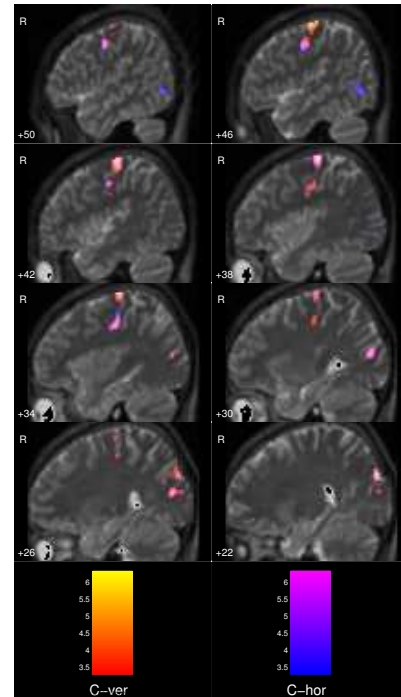
Abbildung 4.25: Vergleich der Aktivitäten beim Kontrastieren auf die die jeweilige Bewegungsrichtung des Musters

Der Vergleich der gefundenen als aktiv gekennzeichneten Muster ist in den Abbildungen 4.28(a) bis 4.28(c) dargestellt. Es ist erkennen, dass anhand der ermittelten T-Werte keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Aufgabentypen existierten. Bei der Betrachtung der Größe der aktivierten Areale zeigen sich jedoch deutliche Unterschiede zwischen den Aufgaben.

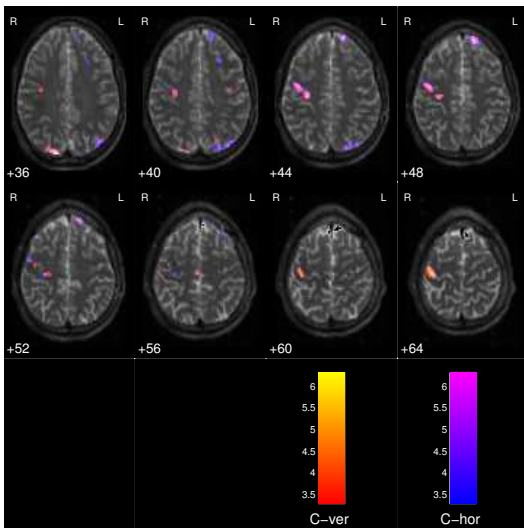
Aus den Diagrammen 4.28(c) ist ersichtlich, dass das Verhältnis der Cluster, die im SII liegen, zu den Clustern, die sich im SI befinden bei den Kontrasten C-bar und C-hor am höchsten sind. Ebenso überwiegt bei diesen Kontrasten die Aktivität in Arealen des visuellen Cortex im Gegensatz zu SI/SII.



(a) coronaler Schnitt

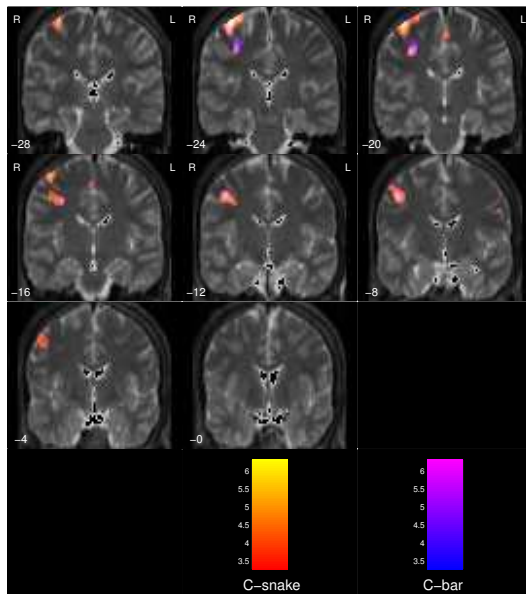


(b) sagittaler Schnitt

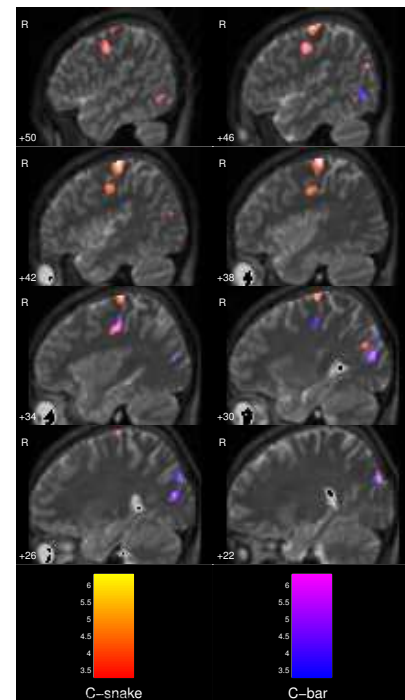


(c) transversaler Schnitt

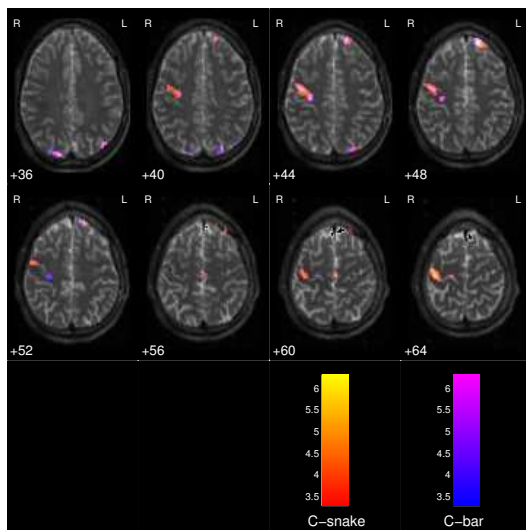
Abbildung 4.26: Darstellung der statistischen Karte der Kontraste C-snaken und C-bar auf einer normalisierter T2-Aufnahme.



(a) coronaler Schnitt



(b) sagittaler Schnitt

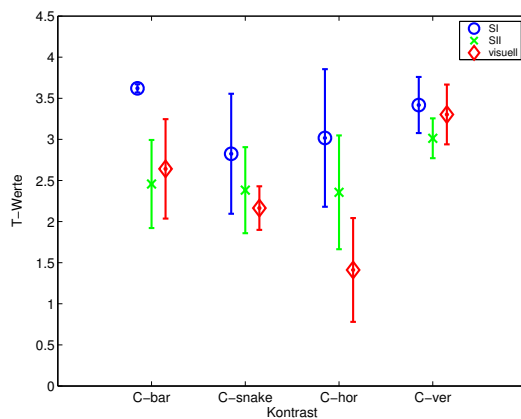


(c) transversaler Schnitt

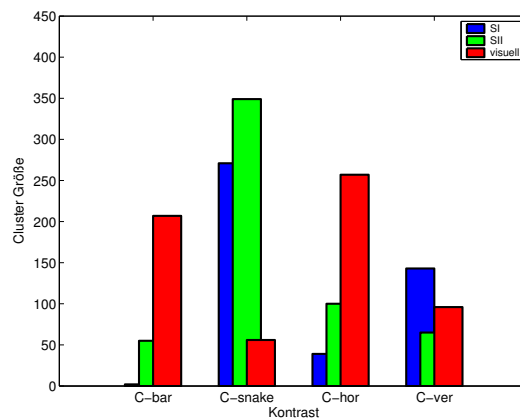
Abbildung 4.27: Darstellung der statistischen Karte der Kontraste C-hor und C-ver auf einer normalisierten T2-Aufnahme.

Tabelle 4.10: Darstellung der Lage und Größe der Cluster aus den Cortexarealen, deren Veränderungen untersucht werden. Die Abk. vis steht für visual.

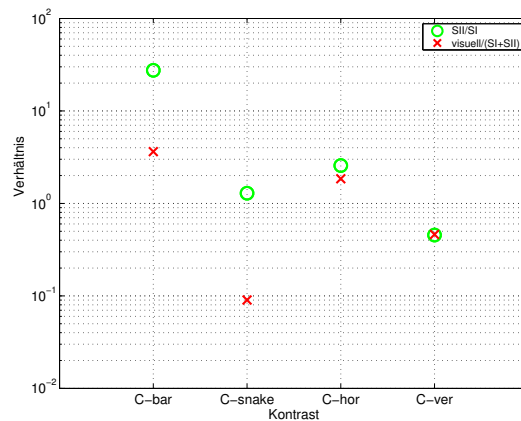
Kon- trast	Are- al	Cluster Größe	T-Wert	[x,y,z] mm ^a	Kon- trast	Are- al	Cluster Größe	T-Wert	[x,y,z] mm ^a
C-bar	SI	2	2,35	42 -22 70	C-hor	SI	22	2,83	42 -22 70
	SII	55	4,67	34 -22 52		SII	17	2,45	28 -24 78
	vis	159	3,86	22 -92 32		vis	100	2,88	34 -22 44
C-snake	SI	48	3,18	-40 -80 32	C-ver	SI	257	3,78	-40 -78 32
	SII	263	4,18	40 -22 68		SII	143	4,07	44 -22 66
	vis	8	2,76	16 -16 80		vis	45	3,16	48 -8 46
	SI	349	3,61	46 -10 44		SI	20	3,06	36 -20 44
	SII	56	2,68	-40 -80 30		vis	67	4,08	18 -92 36
	vis					vis	29	3,55	-18 -84 20

^aMNI^aMNI

(a) T-Werte



(b) Cluster Größe



(c) Verhältnisse zwischen den Clustern

Abbildung 4.28: a,b) Vergleich der T-Werte und der Clustergröße. c) Verhältnis der Clustergrößen mit logarithmischen Darstellung der y-Achse.

4.5 Diskussion der Ergebnisse der Mustererkennung

Aus den dargestellten Ergebnissen der Studie zur taktilen Mustererkennung lassen sich folgende Schlüsse ziehen: Es ist möglich, mit dem PTD sowohl primäre als auch sekundäre taktile Reize zu setzen. Bei den primären Reizen ist Aktivität sowohl im SI als auch im SII zu beobachten. Die Reizung mit dem PTD am Abdomen lässt eine bilaterale Aktivität erwarten. Beobachtbar ist jedoch eine deutliche Lateralität der Aktivität auf der rechten Hemisphäre. Die laterale Ausrichtung der Probanden ist leider nicht bekannt, es ist davon auszugehen, dass der größte Teil der Probanden Rechtshänder ist. Somit ist zu erwarten, dass es bei der Bevorzugung der dominierenden Seite zu einer Verstärkung innerhalb der linken Hemisphäre kommt. Da anhand der vorhandenen Daten nicht ausgeschlossen werden kann, dass im Laufe der verschiedenen Verarbeitungsschritte ein rechts-links Wechsel stattgefunden hat, muss die Interpretation der Lateralität entfallen. Doch ist zu bemerken, dass die Aktivierung des SII immer ipsilateral zu der Aktivierung im SI stattfindet.

Die Beobachtungen der ausgedehnten Areale im SI zeigen, dass die von Penfield [Pen50] vorgeschlagene starre Zuordnung der rezeptiven Felder entlang des Homunculus nicht zu bestätigen ist. Die beobachteten Areale sind auf einem großen Bereich entlang des Sulcus postcentralis verteilt und nur das Maximum befindet sich in etwa in dem erwarteten Gebiet.

In dieser Untersuchung konnte gezeigt werden, dass durch das Paradigma eine starke Aktivität im Lobus occipitalis evoziert wird. Die Aktivierungsmuster sind in Lage und Ausdehnung denen in der Studie von Kupers et al. gezeigten Aktivierungen innerhalb der sehenden Vergleichsgruppe sehr ähnlich [Kup03]. Die angesprochene Studie beinhaltet den Vergleich von Sehenden und Blinden bei der Lösung von Mustererkennungsaufgaben, die das Bestimmen der Ausrichtung eines Musters fordern, mit Hilfe von PET.

In dem Paradigma der durchgeführten Untersuchung werden die Probanden aufgefordert räumliche Bewegungen zu erkennen. Bei sehenden Probanden kann somit nicht eindeutig zwischen visueller Vorstellung und der direkten Evozierung der visuellen Areale durch den taktilen Reiz unterscheiden werden.

Beim Vergleich der eher komplexeren (mäanderförmige Bewegung) Muster mit den einfacheren Mustern (bewegter Balken) zeigt sich, dass die einfachen Muster eine sehr viel stärkere Aktivität im Lobus occipitalis erzeugen. Die Betrachtung des somatosensorischen Cortex zeigt ein umgekehrtes Verhalten. Die komplexeren Muster erzeugen sehr starke und ausgedehnte Aktivierungen sowohl im SI als auch im SII.

Der Vergleich zwischen vertikal und horizontal bewegten Mustern zeigt, dass dort die horizontal bewegten Muster eine stärker Ausdehnung im visuellen Cortex haben. Die räumlich nicht so stark ausgedehnten Areale bei der Gruppe, die Muster mit vertikalen Bewegungen beinhaltet zeigen mit T-Werten von durchschnittlich 3,2 die stärkste Aktivierung. Besonders stark wird durch diese Muster der SI evoziert.

Die Resultate des Gruppenvergleiches lassen die Interpretation zu, dass ein stärkeres Ansprechen der Areale in Lobus occipitalis ein Indiz dafür ist, dass die Bewegungen einfacher zu erkennen sind. Dies würde bedeuten, dass mit dem PTD horizontale Bewegungen besser zu detektieren sind als die Bewegungen, die über die Körpermittellinie hinweg verlaufen. Die stärkere Aktivierung des SI im Vergleich zum SII bei der Gruppe C-ver stützt diese Beobachtung.

Kapitel 5

Zusammenfassung

5.1 Zusammenfassung der apparativen Möglichkeiten zur taktilen Reizung

Die Kapitel 2 und 3 haben die Problematik aufgezeigt, die bei der Transformation von visueller zu taktiler Information entsteht. Es ist gezeigt worden, dass eine direkte Umsetzung durch die limitierte Auflösung der Geräte sowohl zeitlich als auch räumlich beschränkt ist. Mit dem VTD und dem PTD sind zwei Geräte vorgestellt worden, die zeigen, in welcher Größenordnung sich das räumliche und zeitliche Auflösungsvermögen taktiler Displays bewegt.

Mit dem VTD ist es möglich, über die Fingerspitzen, an denen die Anzahl der Mechanorezeptoren am größten ist, Information zu übermitteln. Die große Auflösung wird jedoch nur durch Abfahren, d.h. haptisch erreicht.

Der Abstand der Taxel und deren Hub ist voneinander abhängig. Eine Erhöhung der Auflösung führt aus Gründen der technischen Machbarkeit automatisch zu einem geringeren Hub, so hat das PTD je nach Implementation ein Hub-zu-Abstand-Verhältnis von 1 : 2 bis 1 : 1, wobei beim VTD das Verhältnis 1 : 3,5 ist. Es ist zu erwarten, dass bei einer weiteren Erhöhung der Auflösung die Verminderung des Hubs die Wahrnehmbarkeit einschränkt (vgl. Kapitel 1.3.5).

Die Erkennungsleistung bei einfachen taktilen Mustern mit dem VTD lagen bei blinden Probanden bei $10 \pm 5,77$ s/Muster und bei sehenden Probanden bei $26 \pm 14,4$ s/Muster, was überraschend schnell ist [Mau98]. Es ist gezeigt worden, dass die Erkennungsleistung signifikant von der Größe und der Form der Muster, nicht aber von dem Darstellungsmodus abhängt.

Teile der Ergebnisse mit dem VTD sind in [Mau01, Mau00] veröffentlicht worden.

Die Evaluierung des PTD zeigt, dass die wichtigsten unter anderem durch das *SenSub*-Projekt gestellten Anforderungen erfüllt sind. Das PTD stellt einen guten Kompromiss zwischen den Parametern Auflösung, verwendeter Fläche, Ansteuerbarkeit und Präzision der taktilen Reize dar. Es wurde gezeigt, dass eine Auflösung von 64 pneumatisch angetriebenen taktilen Reizgebern auf einer Fläche von 9×9 cm² mechanisch stabil untergebracht werden kann. Als sensitive Fläche können die Arme und Beine sowie der Abdomen experimentell genutzt werden. Für die zylinderförmigen Extremitäten ist ein PTD mit einer entsprechend konkaven Grundfläche aufgebaut worden und dessen Funktions-

fähigkeit während eines fMRT Experimentes gezeigt worden.

Die Kommunikation zwischen PTD und Steuerrechner verwendet ein etabliertes standardisiertes Protokoll, was eine deutliche Vereinfachung der Implementation bedeutet. Der Verzicht auf ein eigenes Datenformat ermöglicht den Zugriff auf das Gerät auch von anderen Softwarelösungen aus. Die zur Steuerung des PTD geschriebene Software ist objektorientiert aufgebaut und bildet die Grundlage für die Ansteuerung von unterschiedlichen Ausgabegeräten. Die Unterscheidung der Muster in räumliche und zeitliche Muster ist so allgemein, dass mit der integrierten Skript-Sprache aufwendige Paradigmen gestaltet werden können.

Die Charakterisierung der Reize des PTD hat ergeben, dass die durch das verwendete Protokoll sich ergebende Grenzfrequenz im Vergleich zu den Grenzfrequenzen des pneumatischen Systems zu vernachlässigen ist.

Die Messungen und Abschätzungen ergeben, dass mit dem PTD bei einem Betriebsdruck von 4 bar, Muster mit einer Frequenz von bis zu 8 Hz präsentiert werden können. Bei einer Steigerung der Frequenz über 4 Hz ist eine Abschwächung des taktilen Impulses zu beobachten. Die begrenzenden Faktoren bei der erreichbaren maximalen Frequenz sind die Länge (l) und die Innendurchmesser (R) der Schläuche. Der exponentielle Verlauf des Druckaufbaus lässt sich mit $\tau \sim (l/R)^2$ beschreiben. Der Luftverbrauch ist mit $0,3 \frac{\text{m}^3}{\text{min}}$ abgeschätzt und proportional zu $l \cdot R^2$. Bei 4 bar Betriebsdruck ergibt sich pro Taxel ein Druck von ca. $0,2 \text{ N/mm}^2$ auf der Haut des Probanden.

5.2 Zusammenfassung der Untersuchungen mit dem PTD

Mit dem PTD werden im Rahmen des *SenSub* Projektes psychophysiologische Untersuchungen an der Universität Louis Pasteur (Strasbourg) durchgeführt. Die Ergebnisse der Studien lassen einen Vergleich zu den mit den VTD gemachten Arbeiten zu. Diese Ergebnisse können jedoch nicht veröffentlicht werden, da sie von dort aus noch publiziert werden.

Teile der in Kapitel 4.3 gefundenen Resultate sind zusammen mit einer detaillierten Beschreibung des PTD in „Magnetic Resonance in Medicine“ mit dem Titel „Evaluation of a pneumatically driven tactile stimulator device for vision substitution during fMRI studies“ veröffentlicht worden[Zap04].

In dem Kapitel 4 ist im Rahmen der Messgenauigkeit gezeigt worden, dass der Betrieb des PTD in einem 2 T-Tomographen keine stimuluskorrelierte Artefakte erzeugt. Bei der Betrachtung der Rohdaten sind ebenfalls keine Artefakte zu beobachten. Durch die Konzeption und pneumatische Ausführung des PTD sind auch in Tomographen mit einem stärkeren oder schwächeren statischen Magnetfeld und der entsprechend anderen Trägerfrequenz keine Artefakte zu erwarten.

Die ersten Experimente haben gezeigt, dass mit einem einfachen Vibrationsreiz an Finger, Oberarm und der Innenseite des Fußes Aktivitäten im SI mit dem PTD evoziert werden können. Die Lokalisation auf dem Gyrus poscentralis ist im Rahmen der Messgenauigkeit an den Orten, die mit dem Penfield Homunculus verträglich sind. Die Ergebnisse sind mit den in der Literatur gefundenen Ergebnissen vergleichbar, auch wenn diese aufgrund des Umfangs der Untersuchung nur visuell verglichen werden können [Gel98, Sti98, Sti99, Moo00, Lot00].

Durch die Untersuchungen, bei denen ein taktiler Muster mit unterschiedlicher Frequenz präsentiert wird, ist gezeigt worden, dass ein ereignisbezogenes Paradigma mit einer taktilen Reizung durch das PTD möglich ist. Bei einer Sitzung mit 24 Ereignissen und einer Vibrationsfrequenz von 4 Hz zeigt sich eine robuste Aktivierung im SI und SII. Die Untersuchung mit variabler Frequenz beinhaltet 16 Ereignisse pro Frequenzstufe. Bei der individuellen Analyse der Daten zeigt sich die stärkste Aktivierung bei einer Frequenz von 4 Hz. Innerhalb einer Frequenz zeigt sich ein etwa gleich starkes Ansprechen des SI und des SII. Ein sehr ähnliches Ergebnis ergibt die Gruppenanalyse der Daten. Mit dem Unterschied, dass bei der Gruppenanalyse mit steigender Frequenz eine verhältnismäßig stärkere Aktivität im SI als im SII zu beobachten ist. Maldjian et al. fand ein ähnliches Aktivierungsmuster bei einer vibrotaktilen Reizung am Finger in einem Frequenzbereich von 15 bis 30 Hz [Mal99]. Die Beobachtung eines vergleichbaren Effektes bei kleineren Frequenzen kann seine Ursache in der schwächeren Repräsentanz des Abdomens im SI haben. Als Schlussfolgerung aus der Untersuchung ergibt sich, dass eine Präsentation von vibrotaktilen Mustern mit 4 Hz die stärksten neuronale Aktivität evoziert.

Bei der Untersuchung zur Mustererkennung wurde eine starke Aktivität im visuellen Cortex evoziert. Die Stärke dieser Aktivität ist sehr stark von der Art des Musters abhängig. Dieses lässt den Schluss zu, dass Muster, deren Bewegung gut zu bestimmen ist, eine stärkere Aktivierung im Bereich der Lobus occipitalis evozieren. Muster, deren Bewegung vermeintlich schlechter wahrnehmbar ist, erzeugen eine entsprechend stärkere Aktivität im somatosensorischen Cortex. Eine Unterscheidung zwischen visueller Vorstellung und einer direkter Ervoizierung durch taktile Reize kann erst durch eine erweiterte Untersuchung festgestellt werden.

In bereits durchgeführten Studien vom Projektpartner an der Universität Louis Pasteur (Strasbourg) zeigen sich vergleichbare Effekte bei blinden Probanden. Diese Daten werden in der nächsten Zeit von dort aus publiziert und sind aus diesem Grund in dieser Arbeit nicht weiter berücksichtigt.

Kapitel 6

Ausblick

Untersuchungen mit dem PTD haben gezeigt, dass Paradigmen im Bereich *Sensory Substitution* im taktilen während einer fMRT Sitzung möglich sind. Von einer erhöhten Auflösung wäre eine Vereinfachung der Umsetzung von bildähnlichen Mustern zu erwarten [Sam01]. Mit einer modifizierten Version des PTD wäre durch die mechanischen und anatomischen Gegebenheiten maximal eine Erhöhung der Auflösung um 25% möglich. Durch verschiedene konstruktive Änderungen ist es jedoch denkbar, ein Gerät nach dem VTD Prinzip zu bauen, welches MRT tauglich wäre. Publikationen haben gezeigt, dass es möglich ist, während fMRT Experimenten piezoelektrisch getriebene Aktuatoren zu betätigen [Har00, Mal99]. Es müsste sichergestellt werden, dass die Bewegungen des Armes beim Erkennen mit dem VTD nicht Bewegungen des Kopfes verursachen, und dass das räumliche Angebot im Tomographen nicht die Bewegungsmöglichkeiten des Probanden einschränkt.

Sehr gute Einsatzmöglichkeiten des VTD ergeben sich durch die Studien der Wahrnehmungseindrücke mit klassischen psychophysiologischen Untersuchungsmethoden. Das VTD wird derzeit in Voruntersuchungen zur modalitätsübergreifenden Wahrnehmung eingesetzt. Dabei wird untersucht, inwieweit sich die Erkennungsleistungen verändern, wenn zu visuellen Informationen, die sich an der Grenze der Wahrnehmbarkeit befinden, zusätzlich taktile Informationen präsentiert werden. Durch das Feed-back des abgefahrenen Weges ist es möglich, die visuelle Anzeige mit der taktilen Ausgabe zu synchronisieren [Cha01].

Auch ein nicht wissenschaftlicher Einsatz des VTD für schulische Zwecke ist denkbar, z.B. für einfache Aufgaben der Geometrie und der Analysis.

Die vorliegenden und die Ergebnisse des Projektpartners an der Universität Louis Pasteur (Strasbourg) zeigen gute Ergebnisse mit dem PTD im fMRT. Durch gleichzeitige Verwendung von mehreren Modulen des PTD an unterschiedlichen Stellen am Körper könnte der Homunculus in einer Sitzung kartographiert werden. Kombinationen dieser Technik mit Experimenten im Rahmen von *Sensory Substitution* könnten zur einer Verbesserung der Lokalisation bei probandenübergreifenden Vergleichen führen, wenn durch die primären Reize eindeutig zu identifizierende Marken gesetzt werden.

Durch den modularen Aufbau des PTD ist es auch denkbar gleichzeitig mit mehreren kleinen Displays, die eine entsprechend geringere Anzahl von Taxel haben, Reize zu setzen. Mit diesen Reizen wäre es möglich, die Reaktion auf taktile Reize, die zeitgleich oder versetzt an verschiedenen Körperregionen eintreffen, zu untersuchen.

Das PTD ermöglicht es auch, spatiotemporale Reizmuster zu setzen. Ansätze dieser Art finden sich in [Sto04a, Sto04c, Sto04b, Mrs04, Sto02]. Die in diesen Studien gemachten Erkenntnisse lassen sich direkt umsetzen, da die verwendeten Reizgeber sehr ähnlich zu den im PTD verwendeten Aktuatoren sind. Bei einer Etablierung dieser spatiotemporaler Reize nicht nur auf ein eindimensionales Muster sondern evtl. auf einer größeren Fläche würde eine ganz neue Art und Weise der Musterrepräsentation eröffnet werden.

Die Steuerung des PTD über ein PC ermöglicht eine sehr komfortable Steuerung und Kontrolle eines Experimentes. Die Konzeption des Systems lässt sowohl von der Hard- als auch von der Softwareseite eine Unterstützung durch einen Mikrocontroller zu, wodurch sich der Aufbau vereinfachen und die zeitliche Präzision erhöhen ließe.

Eine Zusammenarbeit mit den Entwicklern des PSVAs und eine Veränderung der Verschaltung der LED der Goggles würde die Grundlage bilden für ein vollständiges System zur sensorischen Reizung während einer fMRT. Bei bestehenden Systemen ist es nicht möglich voll automatisiert taktile Reize zu setzen [Hir00]. Es ist somit denkbar direkt Paradigm zu entwerfen, die einen Vergleich zwischen der Wahrnehmung bei den verschiedenen Sinneswahrnehmungen erlauben. Durch dieses kombinierte Gerät zum modalitätsübergreifenden sensorischen Reizung könnten die Experimente an ein und demselben Probanden in einer Sitzung durchgeführt werden. Dieses Verlagern der Aufgaben in eine Sitzung verringert deutlich die natürlichen Schwankungen durch Veränderung der Aufmerksamkeit und Schwankungen der Tagesleistung. Mit einem abwechslungsreichen Paradigma, welches mehr den natürlichen Gegebenheiten entspricht, sind sicherlich gute Ergebnisse zu erwarten.

Die von dem Projektpartner an der Universität Louis Pasteur (Strasbourg) aus geführten Studien mit Sehenden und Blinden sind noch nicht publiziert, eine erste Analyse der Daten zeigt deutliche Anzeichen dafür, dass sich im Verlauf des Trainings mit dem PTD Veränderungen an den Orten der Wahrnehmung im Cortex zeigen, die auf Plastizität schließen lassen. Die Bestätigung dieser Ergebnisse wäre ein klares Indiz dafür, dass mit Hilfe des taktilen Kanals mehr Informationen aufgenommen werden können als bisher vermutet. Auch würde eine Bestätigung dieser Ergebnisse den Schluss zulassen, dass Wahrnehmungen wie Mustererkennung und das Detektieren von Bewegungen in Arealen des Cortex stattfinden, die nicht nur über das Visuelle zugänglich sind.

Anhang A

Grundlagen

A.1 Richtungs Termini

Die Terminologie der Neuroanatomie ist spezialisiert die relative und die absoluten Position der Strukturen im Gehirn zu beschreiben.

Mit drei Hauptachsen lässt sich das Zentralnervensystem beschreiben (vgl. Abbildung A.1). Die rostral- caudal und dorsal-ventral Achse ist aus der Sicht auf eines nicht aufrechtgehenden Wirbeltier beschrieben. Wobei rostral zur Nase hin und caudal zum Schwanz hin gesehen definiert ist. Die Bezeichnung dorsal bezieht sich auf den Rücken und ventral auf den Bauch des Tieres. Bei Menschen und anderen höheren Primaten ist die longitudinal Achse beweglich im Hirnstamm mit einem Winkel von ca. 110° . Aufgrund dieser Beweglichkeit ändert sich, je nach betrachteten Bereich des ZNS die Anschauung was oben und unten ist. Unter der beweglichen Stelle, im Rückenmark wird rostral zum Kopf hin gesehen während caudal die Richtung zum Steiß bezeichnet. Die Bezeichnungen ventral und dorsal behalten ihre Richtungen werden aber zur Präzision mit ventral anterior und dorsal posterior bezeichnet .

Über dieser beweglichen Stelle bezeichnet rostral zur Nase hin und caudal zum Hinterkopf. Ventral auch mit ventral inferior bezeichnet die Richtung zum Kiefer und die gegen Richtung dorsal bzw. dorsal superior zeigt Punkt des Kopfes.

Der Terminus medial bezieht sich auf die Mitte des Cortex während lateral auf beiden Seiten nach Außen zeigt (vgl. Abbildung A.1.b)

Zu Analysezwecken müssen Schnitte durch den Cortex gemacht werden. Die drei üblichen Schnitttrichtungen sind horizontal, coronal und sagittal (vgl. Abbildung A.1.c)

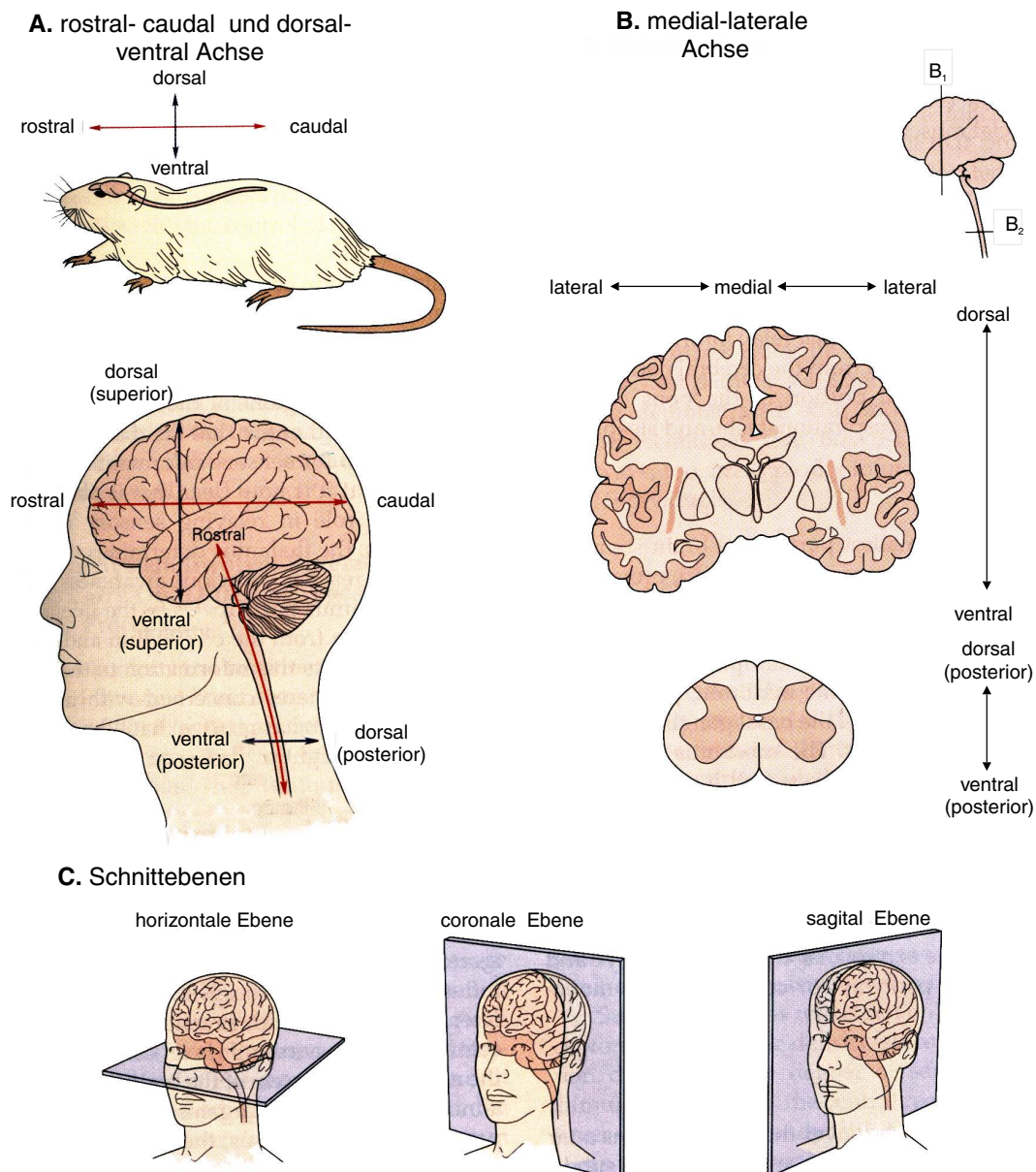


Abbildung A.1: Das Zentralnervensystem ist entlang der drei Hauptachsen organisiert.

A.2 Funktionelle Areale im Cortex

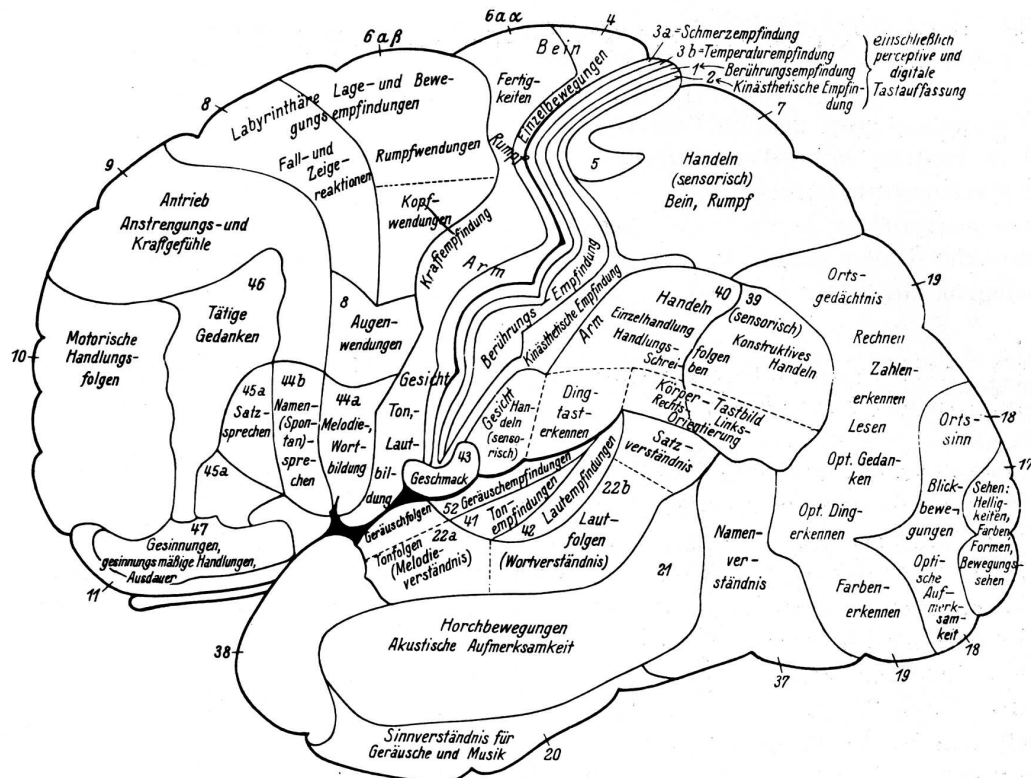


Abbildung A.2: Aufgliederung des Cortex in funktionelle Areale nach den Vorstellungen von Kleist (aus [Kle34] in [Sch87]).

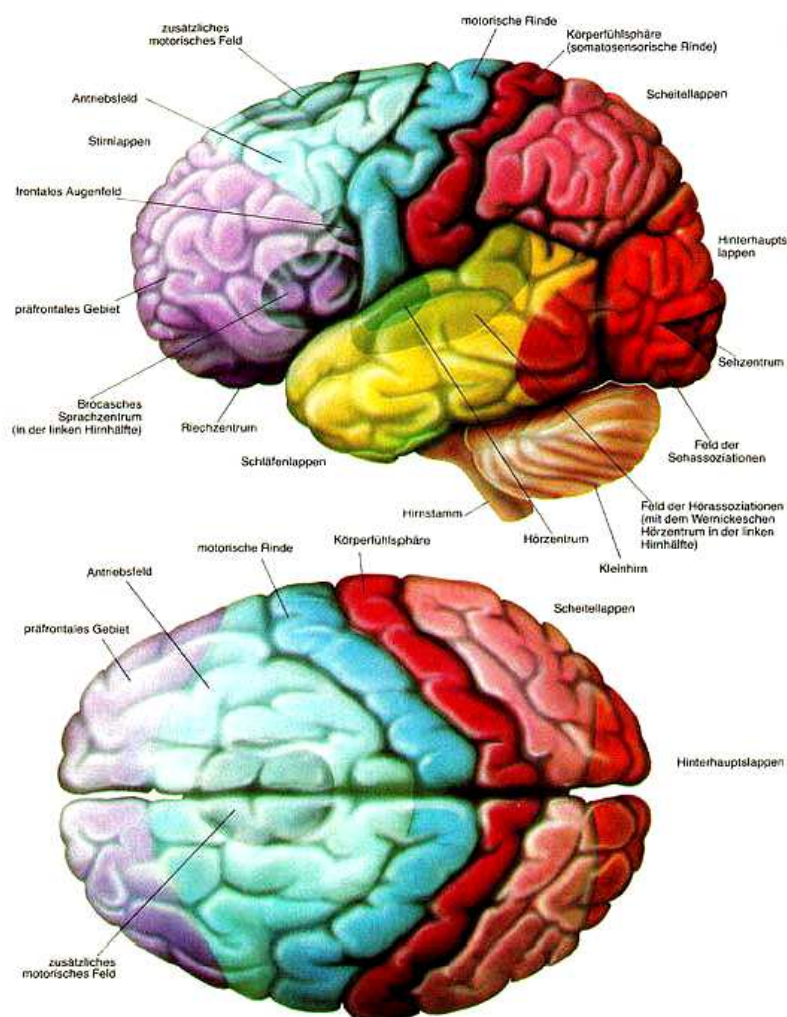


Abbildung A.3: Vereinfachte Darstellung der funktionellen Einheiten im Cortex [Las88]

A.3 Aufgaben der einzelnen Kerne des Thalamus

Tabelle A.1: Verschaltungen und Zuordnung der verschiedenen Areale im Thalamus.

thalamischer Kern	afferenter Zufluss	efferente Projektionen
VP	hauptsächlich: – SA-I, RA-I – nozizeptive Afferenzen (<i>wide dynamic range</i>) – Brodmann-Areale BA 3b und BA 1 vereinzelt: – Temperatur, RA-II	– Brodmann-Areale BA 3b und BA 1 – vereinzelt BA 2
VPS	hauptsächlich: – Muskelfaserafferenzen vereinzelt: – Hautrezeptoren	– Brodmann-Areale BA 3a und BA 2 – vereinzelt BA 3b
VPI	– nozizeptive Afferenzen (spezifische und <i>wide dynamic range</i>)	– S II, PPC Brodmann-Areale BA 3a und BA 2 – vereinzelt BA 3b
PA	– fast ausschließlich S I und S II	– S I, S II

VP Nucleus ventralis posterior thalami

VPS Nucleus ventralis posterior superior

VPI Nucleus ventralis posterior

PA Pulvinar

A.4 SPM Koordinatensystem

Das MNI-Template und deren Koordinaten lassen sich am besten auf dem sogenannten MNI-Glasgehirn darstellen dessen Koordinaten System am AC seinen Ursprung hat und wie in Abbildung A.4 dargestellt beschrieben wird.

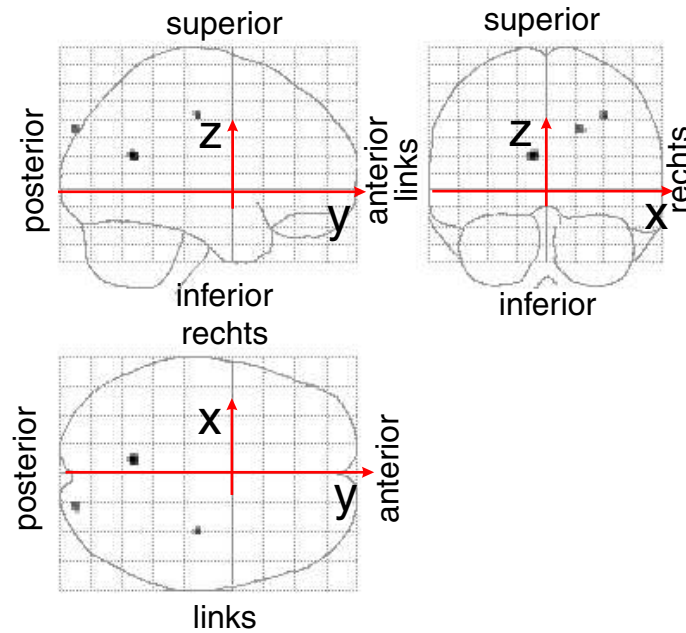


Abbildung A.4: Das in SPM verwendete MNI-Koordinatensystem.

Anhang B

Definitionen

Tabelle B.1: Definition der in der Arbeit verwendeten Fachbegriffe. Die meisten Erläuterungen wurden aus [Dud02, Dud97] entnommen.

Begriff	Definition
Adoleszenz	Pubertät
afferent	hinführend
anterior	vorderer, nach vorn gelegen
Astrozyt	Sternzelle
bilateral	zweiseitig
Brailleschrift	die vom Braille erfundene Blindenschrift
Capsula interna	innere Kapsel der Großhirnhemisphären
collateral	auf der gleichen Körperseite befindlich
CT	Computertomographie
caudalis	nach dem unteren Körperende gelegen
CBF	Hirnminutenblutfluß (engl.:cerebral blood) flow
dorsal	rückseitig gelegen
EEG	Elektroenzephalographie
efferenten	herausführend
endogen	von innen stammend
Gyrus	Gehirnwindung, eine der wulstigen Erhebungen an der Oberfläche des Gehirns, die durch seichte Furchen getrennt sind

ff. nächste Seite

Begriff	Definition
Hallux	Großzehe
HRF	Hämodynamische-Antwort-Funktion (engl.:hemodynamic response function)
Hämoglobin	Farbstoff der roten Blutkörperchen
ipsilateral	die gleiche Seite betreffend
lexikal	die Untersuchung von isolierten Wörtern ohne Berücksichtigung des Textzusammenhangs betreffend
Lobus centralis	Hirnlappen die vier durch tiefere Fissuren oder Furchen voneinander getrennten Bezirke der Großhirnrinde. Sie setzen sich aus Stirn-, Scheitel-, Hinterhaupts- und Schläfenlappen zusammen.
Lobus frontalis	Stirn- bzw. Frontallappen
MEG	Magnetoenzephalographie
Medulla spinalis	Rückenmark, kleinfingerdicker Strang, der im Wirbelkanal vom Atlas bis zum zweiten Lendenwirbel reicht und wichtige motorische und sensible Nervenbahnen enthält
Metabolismus	Stoffwechsel, die Gesamtheit der lebensnotwendigen biochemischen Vorgänge beim Auf-, Um- und Abbau des Organismus bzw. beim Austausch von Stoffen zwischen Organismus und Umwelt.
Modalität	Gruppe ähnlicher Sinneseindrücke, die durch ein Sinnesorgan vermittelt werden
occipitalis	zum Hinterhaupt gehörend
Qualität	weitere Differenzierung innerhalb eines Sinnesorgans
parietalis	seitlich, zur Wand (eines Organs, einer Körperhöhle) gehörend, eine Wand bildend
PET	Positronenemissionstomographie
posterior	hinterer, am weitesten dorsal liegend
post- presynaptisch	nach bzw. hinter und entspr. vor einer Synapse gelegen
praecentralis	vor dem Zentrum gelegen
Propriozeption	Wahrnehmungen aus dem eigenen Körper (z. B. aus Muskeln, Sehnen, Gelenken)
rCBF	regionaler cerebraler Blutfluß
rezeptiv	aufnehmend, empfangend

ff. nächste Seite

Begriff	Definition
rostral	zum vorderen Körperende hin gelegen
Sulcus	Furchen zwischen den Gehirnwindungen
ventral	bauchwärts, bauchseitig
Zerebrospinal- flüssigkeit	Hirn-Rückenmark-Flüssigkeit
Zytoarchitektur	Anordnung und Aufbau der Nervenzellen im Bereich der Großhirnrinde.

Anhang C

Tactile Ausgabegeräte

C.1 TDU

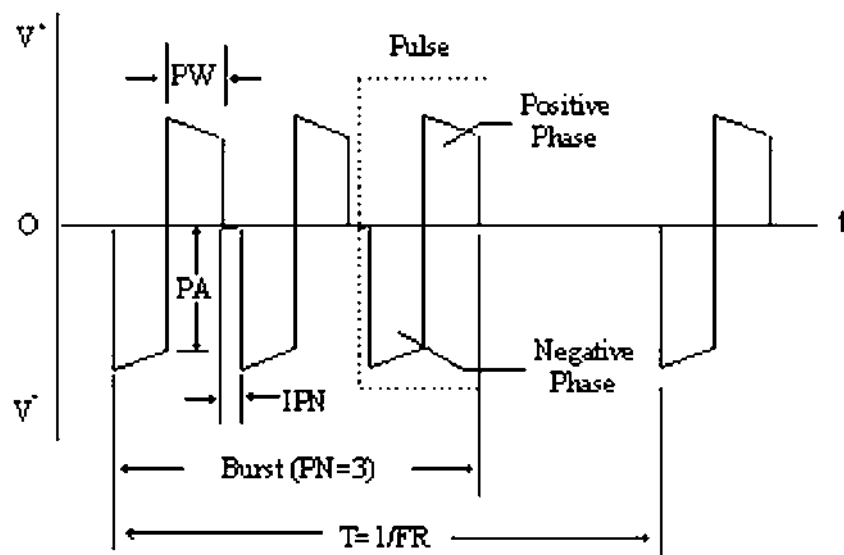


Abbildung C.1: Die Abbildung zeigt die Pulsform für den elektrischen Reiz beim TDU. Jeder Reiz wird mit einem Frame beschrieben, wobei eine Frame Rate von 100 1/s erreicht werden kann. Die Pulsbreite (PW), Pulssamplitude (PA), die Anzahl der Ladungsimpulse (PN) und die Zeit zwischen den Ladungsimpulsen (IPN) kann für jeden Aktuator individuell eingestellt werden. Die negativen Ladungsimpulse werden nach dem ph-Neutral Kriterium berechnet. (aus [Dev00])

C.2 VTD 1

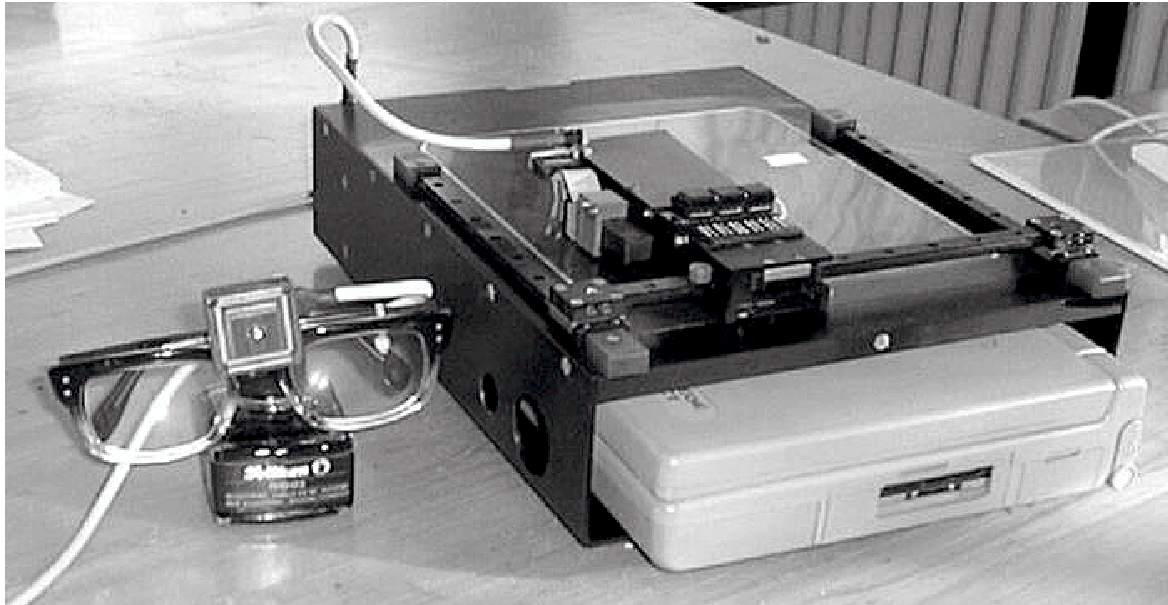


Abbildung C.2: Das VTD 1 als Gesamtsystem. Man erkennt das Notebook, welches in das VTD 1 eingeschoben wurde, links im Bild die auf eine Brille montierte Kamera.

Anhang D

Technische Informationen zum PTD

D.1 EPI

Tabelle D.1: Aus der Tabelle geht die Zuordnung zwischen Stationsnummer bzw. Ventilinsel und Taxel hervor wenn ein Display mit 4×4 Taxeln angeschlossen wird. Die Bedeutung der Abkürzungen ist: S Stationsnummer, B Datenbyte, b Datenbit rt rot, gr grün, ge gelb und bl blau,.

Farbe:	rt	ge	gr	bl
	S-B.b	S-B.b	S-B.b	S-B.b
line 0	2-0.0	2-0.2	2-0.4	2-0.6
line 1	2-1.6	2-1.4	2-1.2	2-1.0
line 2	2-0.1	2-0.3	2-0.5	2-0.7
line 3	2-1.7	2-1.5	2-1.3	2-1.1

Tabelle D.2: Zuordnung der Ventile zu den Datenbytes (B) bei den Ventilblöcken, wobei mit (b) die zweier Potenz des Datums bezeichnet wird. Aus der Tabelle ergibt sich, die mechanische Lage der Ventilausgänge bei Sicht auf die Anschlüsse.

	B-b	B-b	B-b	B-b	B-b	B-b	B-b	B-b
Reihe 0	0-0	0-2	0-4	0-6	1-0	1-2	1-4	1-6
Reihe 1	0-1	0-3	0-5	0-7	1-1	1-3	1-5	1-7

Tabelle D.3: Zuordnung der Ventilblöcke zu den Stationsnummern

Block	Stationnummer
0	1
1	2
2	3
3	4

Tabelle D.4: Zuordnung der Taxel des PTD zu den Stationsnummer (S) und Ventil (B.b).

Farbe:	rot	gelb	grün	blau	blau	grün	gelb	rot
	S-B.b	S-B.b	S-B.b	S-B.b	S-B.b	S-B.b	S-B.b	S-B.b
line 0	2-0.0	2-0.2	2-0.4	2-0.6	2-1.6	2-1.4	2-1.2	2-1.0
line 1	2-0.1	2-0.3	2-0.5	2-0.7	2-1.7	2-1.5	2-1.3	2-1.1
line 2	3-0.0	3-0.2	3-0.4	3-0.6	3-1.6	3-1.4	3-1.2	3-1.0
line 3	3-0.1	3-0.3	3-0.5	3-0.7	3-1.7	3-1.5	3-1.3	3-1.1
line 4	4-1.6	3-1.4	4-1.2	4-1.0	4-0.0	4-0.2	4-0.4	4-0.6
line 5	4-1.7	3-1.5	4-1.3	4-1.1	4-0.1	4-0.3	4-0.5	4-0.7
line 6	5-1.6	5-1.4	5-1.2	5-1.0	5-0.0	5-0.2	5-0.4	5-0.6
line 7	5-1.7	5-1.5	5-1.3	5-1.1	5-0.1	5-0.3	5-0.5	5-0.7

D.2 TIOTU

Kompatibilitätsliste für Video Kameras

Tabelle D.5: Kompatibilitätsliste für Video Kameras

Kamera	Kernel-Version
PCA645VC	2.4.6 und höher
PCA646VC	alle
PCVC675K „Vesta“	alle
PCVC680K „Vesta Pro“	alle
PCVC690K „Vesta Scan“	alle
PCVC730K „ToUCam Fun“	alle
PCVC740K „ToUCam Pro“	alle
PCVC750K „ToUCam Scan“	2.4.9
Askey VC010	2.4.6
Samsung MPC-C10, MPC-C30	2.4.10
Logitech QuickCam 3000 Pro	2.4.13, 2.5.0
Creative Labs Webcam 5	2.4.18, 2.5.2
Sotec Afina Eye	2.4.18

D.3 Beschreibung des Paradigm Files (eng.)

The Paradigm file is an ascii file easy to edit in the TVSSCS program or in an external editor. The Program allow tree kinds of comments everywhere in the Text:

- # and newline, like a bash-script style.
- /* */, c style.
- // newline, c++ style.

The script it self consist of a instruction followed by its values. Each instruction end with a semicolon (;) like source code in some programming languages.

There are 10 instructions implemented:

Setup, Wait, Time, Trigger, TimeVib, TriggerVib, TimeLoop, TriggerLoop, Data, GogglesVib, RGogglesVib, RWait, RTriggerVib andOldData.

The values of the instruction are:

SX Size in x-direction of the output device

SY Size in z-direction of the output device

WorkingDirectory working directory for relative paths to the images

FirstTrigger the start by pattern by trigger number FirstTrigger

LastTrigger stop the pattern at trigger number LastTrigger

ON taxel are in the on-state for ON millisecond

OFF taxel are in the off-state for OFF millisecond

BREAK break time between images

REP number of repetitions of on and off states

NumberOfTriggers number of triggers the pattern is shown

FileName the file name of the image (png,gif,bmp,jpg)

GOGGELSVALUE control of extern device

- 0 = Goggles off
- 1 = right Goggles on
- 2 = left Goggles on
- 1 = both Goggles on

VIB vibration in Hz for extern device

Description of the instruction:

```

Setup SX SY WorkingDirectory;
Wait FirstTrigger LastTrigger; Wait for(FirstTrigger-LastTrigger images
Time ON FileName; show file for on milliseconds
Trigger FirstTrigger LastTrigger FileName; show image from (FirstTrigger-LastTrigger
TimeVib On OFF REP BREAK FileName ; show Image REP times vibrating
TriggerVib FirstTrigger LastTrigger On OFF REP BREAK FileName; show Image from (FirstT-
rigger till LastTrigger vibrating
TimeLoop On OFF REP BREAK FileName1 filename2 .. ; show Image1 to image2 .. vibrating
TriggerLoop FirstTrigger LastTrigger ON OFF REP
BREAK FileName1 filename2 .. ; show Image1 to image1 .. from (FirstTrigger-LastTrigger
GogglesVib FirstTrigger LastTrigger VIB REP BREAK GOGGELESVALUE;
RGogglesVib NumberOfTriggers VIB REP BREAK GOGGELESVALUE;
RWait NumberOfTriggers;
RTriggerVib NumberOfTriggers On OFF REP BREAK FileName; show Image from (FirstTrigger-
LastTrigger vibrating
Data ON DATA; // show ON milliseconds the Data

```

Example:

```

Setup 8 8 WorkingDirectory; // please add the directory where the Images are

Wait 1 3; // Wait for 3 trigger
Time 200 /*ms*/ superT.png; // show file for 200 milliseconds
Trigger 3 5 superM.png; // present Image superM.png from Trigger 3 till 4
TimeVib 100 200 3 500 superI.png ;
TriggerVib 5 7 200 300 5 0 superT.png;
TimeLoop 200 100 5 1000 superI.png superM.png superT.png; // present alternating the 3 Images
TriggerLoop 7 10 200 200 1 0 superI.png superT.png superM.png ;
GogglesVib 10 12 8.3 3 1 3 /* all goggles on with 8.3 Hz*/;
RGogglesVib 11 8.3 3 1 3 /* all goggles on with 8.3 Hz for 11 Trigger*/;
RWait 5; // Wait for 5 trigger
RTriggerVib 5 200 300 5 0 superT.png;

```


Anhang E

Stapelverarbeitungsskripte

<div>Apr 07, 04 14:33</div> <div>slice_spm2.m</div> <div>Seite 1/1</div> <pre>% Batchung slice timing in SPM2 % Get the global subject information if (~exist('MYV')) myv; end global MYV % load spm defaults spm_defaults; first_flag = 1; % get the subdirectories in the main directory for s = 1:length(MYV.subjects) % for each subject for b = 1:length(MYV.sesses) % for each session fprintf('Subject %s Session %s \n',MYV.subjects(s),MYV.sesses(b)); dirn = fullfile(MYV.root,MYV.subjects(s), MYV.sesses(b)); % get files in this directory imgs = spm_get('files', dirn, ... [MYV.prefixes(s) '*img*']); [MYV.prefixes(s) MYV.subjects(s) '*img*']); % % get information from first file, for first session if first_flag % first session for each subject first_img = deblank(imgs(1,:)); V = spm_vol(first_img); % Sets slice time information % value 1 is time to acquire one slice % value 2 is time between beginning of last slice % and beginning of first slice of next volume sl_times = [MYV.slicetime ... MYV.slicetime+(MYV.TRs(s)-MYV.slicetime*V.dim(3))]; voxel_2=V.dim(3); time2slice=voxel_2/2; first_flag = 0; % find in acqp %%\$ACQ_Obj_order=(30) %0 2 4 6 8 10 12 14 16 18 20 22 24 26 28 1 3 5 7 9 11 13 15 17 19 21 23 25 27 %29 %used interleave if isequal(MYV.sliceOrder,1) slicesVector=[1:2:V.dim(3) 2:2:V.dim(3)]; else slicesVector=1:V.dim(3); end % do slice timing correction spm_slice_timing(imgs,slicesVector,time2slice,sl_times); end end end</pre> <div>Mittwoch April 07, 2004</div> <div>1/2</div>	<div>Apr 07, 04 14:31</div> <div>realnign_spm2.m</div> <div>Seite 1/1</div> <pre>% Get the global subject information if (~exist('MYV')) myv; end global MYV % load spm defaults spm_defaults; % Get realignment defaults defs = defaults.realnign; % Flags to pass to routine to calculate realignment parameters % (spm_realnign) reaFlags = struct(... 'Quality', defs.estimate.quality,... % estimation quality 'fwhm', 5,... % smooth before calculation 'rtm', 0,... % whether to realign to mean 'PW', '...', %); % Flags to pass to routine to create resliced images % (spm_reslice) resFlags = struct(... 'interp', 1,... % trilinear interpolation 'wrap', defs.write.wrap,... % wrapping info (ignore...) 'mask', defs.write.mask,... % masking (see spm_reslice) 'which', 1,... % don't write reslice time series 'mean', 1); % do write mean image clear imgs; % dirnames, % get the subdirectories in the main directory for s = 1:length(MYV.subjects) % for each subject for b = 1:length(MYV.sesses) % fprintf('Subject %s Session %s \n',MYV.subjects(s),MYV.sesses(b)); dirn = fullfile(MYV.root, MYV.subjects(s),MYV.sesses(b)); % get files in this directory P = spm_get('files', dirn, ... [MYV.sl_prefix MYV.prefixes(s) '*img*']); [MYV.sl_prefix MYV.prefixes(s) MYV.subjects(s) '*img*']); imgs(b) = {P}; end fprintf('!! DONE Subject %s\\%s READ images\\n',MYV.subjects(s),MYV.sesses(b)); % Run the realignment spm_realnign(imgs, reaFlags); % Run the reslicing spm_reslice(imgs, resFlags); fprintf('Done %s\\%s \\n',MYV.subjects(s),MYV.sesses(b)); end</pre> <div>Mittwoch April 07, 2004</div> <div>2/2</div>
-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Abbildung E.1: Stapelverarbeitungsskripte für die zeitliche Interpolation und für das *Realignment* der Daten.

Apr 07, 04 14:31	coreg_spm2.m	Seite 1/1
<pre> % SPM2 batch file to do coregistration % of skull stripped structural to undistorted mean if ~exist('MYV') myv; end global MYV spm_defaults; flags = defaults.coreg; % dirnames, % get the subdirectories in the main directory for s = 1:length(MYV.subjects) % for each subject dirn = fullfile(MYV.root, MYV.subjects(s),MYV.sesses(1)); % get undistorted mean in this directory PG = spm_get('Files', dirn, ... ['mean' MYV.sl_prefix MYV.prefixes(s) ... '*img']); VG = spm_vol(PG); % get skull stripped structural from Structurals structdir=fullfile(MYV.root, MYV.subjects(s),MYV.structdirs(s)) PF = spm_get('Files', structdir,... '*img'); ['2dseq000' '*img']; % no struc scan if ~isempty(PF) VF = spm_vol(PF); % other images (=just the image to coregister) PO = PF; % do coregistration X = spm_coreg(VG, VF, flags.estimate); M = inv(spm_matrix(X)); MM = zeros(4,4,size(PO,1)); for j=1:size(PO,1) MM(:,j) = spm_get_space(deblank(PO(j,:))); end for j=1:size(PO,1) spm_get_space(deblank(PO(j,:)), M*MM(:,j,:)); end end end end </pre>		
Mittwoch April 07, 2004		1/3

Apr 07, 04 14:35	norm_spm2.m	Seite 1/2
<pre> % Normalization batch file for SPM2 % Get subject etc parameters if ~exist('MYV') myv; end global MYV % SPM2 defaults if ~exist('defaults', 'var'), spm_defaults; end defs = defaults.normalise; % Turn of template weighting defs.estimate.weight = ''; % Template image; here skull stripped template image temp_imgsEPI = fullfile(spm('Dir'),'templates', 'EPI.mnc'); temp_imgsT2 = fullfile(spm('Dir'),'templates', 'T2.mnc'); clear imgs; for s = 1:length(MYV.subjects) % for each subject subj_dir = fullfile(MYV.root, MYV.subjects(s)); fprintf('\n\n Working on Normalisation %s \n',subj_dir); % Get skull stripped structural for this subject structdir=fullfile(MYV.root, MYV.subjects(s),MYV.structdirs(s)) subj(s).P = spm_get('Files', structdir,... ['2dseq000' '*img']); %get meanimage %no struc if isempty(subj(s).P) % Get skull stripped structural for this subject %get meanimage dirn = fullfile(MYV.root,MYV.subjects(s), MYV.sesses(1)); subj(s).P = spm_get('Files', dirn,... ['mean' '*img']); temp_imgs=temp_imgsEPI; else temp_imgs=temp_imgsT2; end % Make the default normalization parameters file name subj(s).matname = [spm_str_manip(subj(s).P,'sd') '_sn.mat']; % Set the mask for subject to empty by default subj(s).objmask = ''; % object mask % Now get the masking file, if we are doing masking % This is assumed to have have the same name as the % file to be normalized, with and 'm' prefix if MYV.objmaskfs(s) [p f e] = fileparts(subj(s).P); subj(s).objmask = fullfile(p, [f e]); % set orientation (.mat file) just in case spm_get_space(subj(s).objmask, ... spm_get_space(subj(s).P)); end % Get the images we are going to reslice % Because we are going reslice later (with undistort_reslice) % We don't reslice anything except the image to be normalized subj(s).PP = subj(s).P; % call the SPM normalize function to do the work </pre>		
2/3		Mittwoch April 07, 2004

Apr 07, 04 14:35	norm_spm2.m	Seite 2/2
<pre> spm_normalise(temp_imgs, subj(s).P, subj(s).matname,... defs.estimate.weight, subj(s).objmask, ... defs.estimate); % Do the reslicing Meanfile fprintf('Normalisation Parameter written vor %s \n Begin Normalisation of M eanfile Subject %s \n',MYV.subjects(s), MYV.subjects(s)); spm_write_sn(subj(s).PP,subj(s).matname,defs.write); fprintf('Normalisation Meanfile done\n'); % Do the reslicing allfiles Add Th.Maucher for b = 1:length(MYV.sesses) % fprintf('Normalisation Subject %s Session %s \n',MYV.subjects(s),MYV. sesses(b)); dirn = fullfile(MYV.root, MYV.subjects(s),MYV.sesses(b)); % get files in this directory imgs = spm_get('Files', dirn, ... '*img'); [MYV.sl_prefix MYV.prefixes(s) '*img']; % [MYV.sl_prefix MYV.prefixes(s) MYV.subjects(s) '*img']; spm_write_sn(imgs,subj(s).matname,defs.write); fprintf('Normalisation for Subject %s Session %s done\n',MYV.s subjects(s),MYV.sesses(b)); end end </pre>		
Mittwoch April 07, 2004		3/3

Abbildung E.2: Stapelverarbeitungsskripte für das Corregestrieren und Normalisieren der Daten.

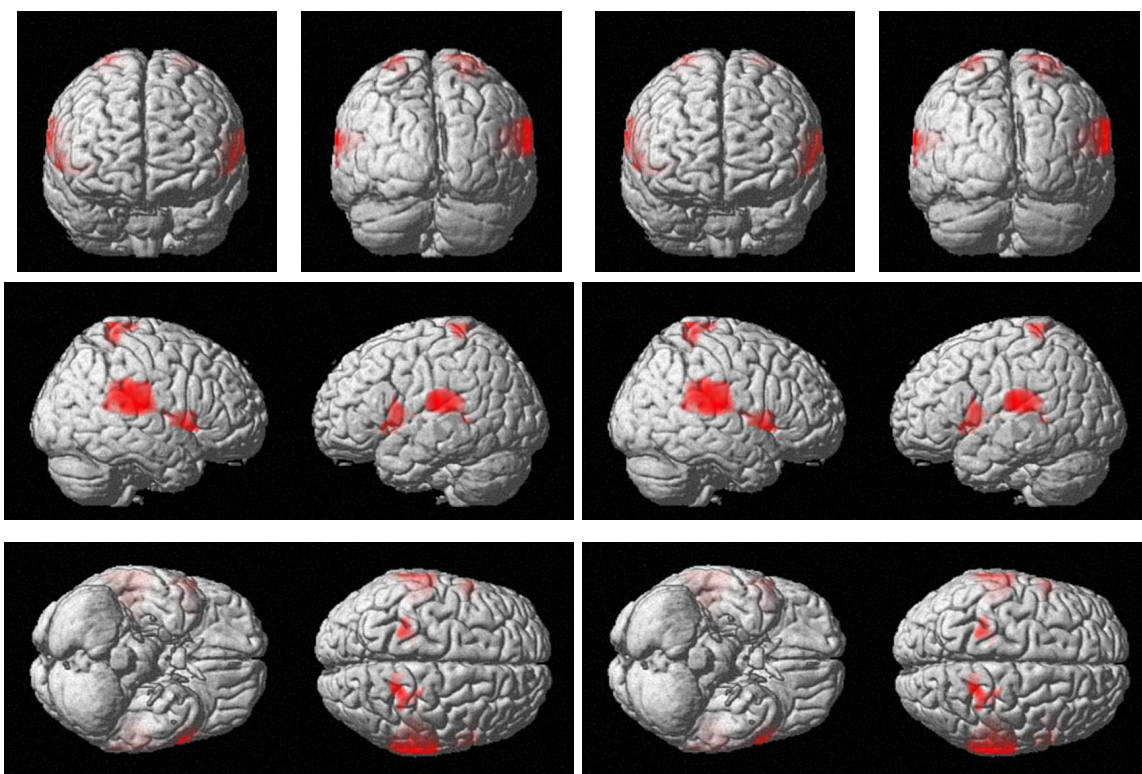
Gedruckt von Thorsten Maucher		Gedruckt von Thorsten Maucher	
Apr 07, 04 14:36	smooth_spm2.m	Apr 07, 04 18:38	model_spm2.m
Seite 1/1		Seite 1/3	
<pre> % Batching smoothing in SPM2 % Get the global subject information if (~exist('MYV')) myv; end global MYV % load spm defaults spm_defaults; first_flag = 1; % get the subdirectories in the main directory for s = 1:length(MYV.subjects) % for each subject for b = 1:length(MYV.sesses) % for each session fprintf('\n \n smoothing Subject %s Session %s \n',MYV.subjects(s),MYV.sesses(b)); dirn = fullfile(MYV.root,MYV.subjects(s), MYV.sesses(b)); % get files in this directory FilesToSmooth = spm_get('files', dirn, ... ['r' MYV.sl_prefix MYV.prefixes(s) '*img']); % [MYV.n_prefix MYV.sl_prefix MYV.prefixes(s) '*img']; smoothKernel = MYV.FWHM_smooth % do smoothing % from spm_smooth_ui n = size(FilesToSmooth,1); for i = 1:n Q = deblank(FilesToSmooth(i,:)); [pth,nm,xt,vr] = fileparts(deblank(Q)); U = fullfile(pth,['s' nm xt vr]); spm_smooth(Q,U,smoothKernel); end end end </pre>		<pre> % Model batch script for SPM2 % Based on Karl's original batch script % This pretend (ish) batch file, assumes that you have already % parsed your onset information, into a text file, specified in % the subject definition stuff. In this text file, there % are three columns: % Column 1: condition number % Column 2: onset in TRs % Column 2: duration in TRs % % The myv file also specifies condition names % The model file will almost always need to be tuned directly % This is a multisubject fixed effects analysis. if (~exist('MYV')) myv; end global MYV % Subject and session numbers nsubjects = length(MYV.subjects); nsesses = length(MYV.sesses); ntot = nsubjects * nsesses; % load SPM defaults spm_defaults; % store path pwd_orig = pwd; % condition stuff condnames = MYV.cond_names; nconds = length(condnames); % Names for movement parameters move_names = {'x trans', 'y trans', 'z trans', ... 'x rot', 'y rot', 'z rot'}; % Specify some design stuff % Note that the TR must be the same for all runs in a model SPM.xY.TR = MYV.TRs(1); % seconds % Specify design %===== % global normalization: OPTOINS: 'Scaling' 'None' %----- SPM.xGX.iGXcalc = 'None'; % low frequency confound: high-pass cutoff (secs) [Inf = no filtering] %----- SPM.xX.K(1).HParam = 60; % intrinsic autocorrelations: OPTIONS: 'none' 'AR(1) + w' %----- SPM.xVi.form = 'AR(1) + w'; % basis functions and timing parameters %----- % OPTIONS: % % 'hrf' % 'hrf (with time derivative)' % 'hrf (with time and dispersion derivatives)' % 'Fourier set' </pre>	
Mittwoch April 07, 2004	1/4	Mittwoch April 07, 2004	2/4
Gedruckt von Thorsten Maucher		Gedruckt von Thorsten Maucher	
Apr 07, 04 18:38	model_spm2.m	Apr 07, 04 18:38	model_spm2.m
Seite 2/3		Seite 3/3	
<pre> % % 'Fourier set (Hanning)' % % 'Gamma functions' % % 'Finite Impulse Response' %----- % Fill in the field below with the corresponding string above SPM.xBF.name = 'hrf'; %SPM.xBF.length = 24; % length in seconds - not used for hrf %SPM.xBF.order = 1; % order of basis set - not used for hrf % The next two fields usually don't need changing. SPM.xBF.T = 16; % number of time bins per scan SPM.xBF.TO = 1; % first time bin (see slice timing) % Selfish explanatory SPM.xBF.UNITS = MYV.timingIn; % OPTIONS: 'scans' 'secs' for %SPM.xBF.UNITS = 'scans'; % OPTIONS: 'scans' 'secs' for % onsets % value of one means no Volterra pain SPM.xBF.Volterra = 1; % OPTIONS: 1/2 = order of convolution % specify filter for filenames Filter = 'swa*.img'; % get, make, goto SPM results directory ana_dir = fullfile(MYV.root,MYV.ana_dir); if (~exist(ana_dir)) mkdir(MYV.root,MYV.ana_dir); end cd(ana_dir); % file list PP = ''; % condition per session stuff sessno = 1; for sb = 1:nsubjects % get, make, goto SPM results directory subj_dir = fullfile(MYV.root,MYV.subjects(sb)); for ss = 1:nsesses % directory containing scans fildir = fullfile(subj_dir, MYV.sesses(ss)); %CHANCE TO USE SOTS VECTORS c_ons=[]; c_typ=[]; c_dur=[]; for cno=1:nconds nSOT=MYV.sotsLength(cno); temp=ones(1,nSOT); c_typ = [c_typ temp*cno]; c_dur = [c_dur temp*MYV.dur(nconds)]; end %transpose c_typ =c_typ.'; c_dur = c_dur.'; c_ons = MYV.sots.'; </pre>		<pre> % now set into SPM design for cno = 1:nconds tmp = (c_typ == cno); SPM.Sess(sessno).U(cno) = struct(... 'ons', c_ons(tmp),... 'dur', c_dur(tmp),... 'name',(condnames(cno)),... 'P', struct('name','none')); % Parametric modulation end % file selection P = spm_get('files',fildir,Filter); SPM.nscan(sessno) = size(P,1); PP = strvcut(PP,P); % design (user specified covariates) %----- % realignment parameters to add to model movefil = spm_get('files',fildir,... ['rp_' MYV.sl_prefix '*.txt']); moves = spm_load(movefil); SPM.Sess(sessno).C.C = moves; % [n x c double] covariates SPM.Sess(sessno).C.name = move_names; % [1 x c cell] names % inc session counter sessno = sessno+1; end % session loop end % set files SPM.xY.P = PP; % Configure design matrix SPMdes = spm_fmri_spm_ui(SPM); % Estimate parameters spm_unlink(fullfile('','mask.img')); % avoid overwrite dialog SPMest = spm_spm(SPMdes); % back to initial directory cd(pwd_orig); </pre>	
Mittwoch April 07, 2004	3/4	Mittwoch April 07, 2004	4/4

Abbildung E.3: Stapelverarbeitungsskripte für das Glätten und Modellieren Daten.

Anhang F

Erweiterte Darstellungen der Ergebnisse

F.1 Primären Reizverarbeitung



(a) Experiment aus Kapitel 4.3.1

(b) Experiment aus Kapitel 4.3.1

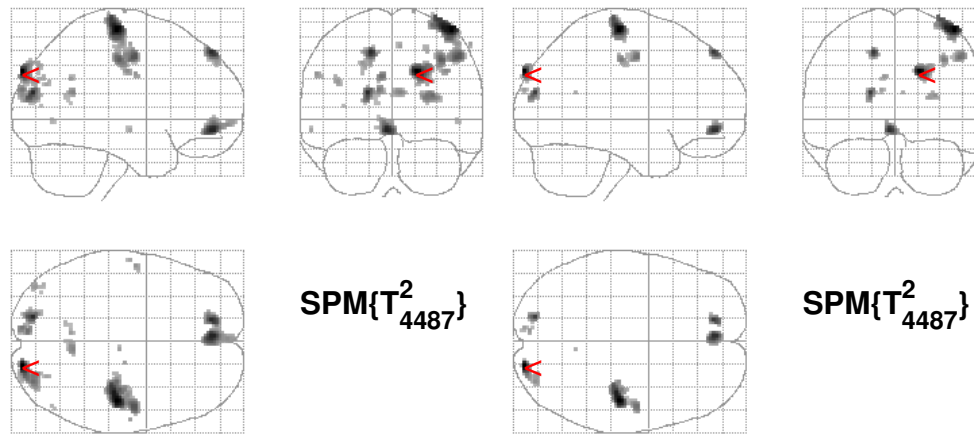
Abbildung F.1: Darstellung der Cluster auf der drei dimensional Darstellung des Gehirns Gehirn

F.2 Mustererkennung

Paradigm

Apr 12, 04 14:10	patternregShort.fxt	Seite 1/2
<pre>##### # Paradigm for activation of PTD # # Pattern timing is randomized and the waits control. # ##### # pattern moving dots = trial3 # RTriggerLoop 2 125 0 1 0 random_m1.png random_m2.png random_m3.png random_m4.png random _m5.png random_m6.png random_m7.png random_m1.png random_m2.png random_m3.png random_m4.png random_m5.png random_m6.png random_m7.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png wait Image.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitIma ge.png waitImage.png; # pattern static dots = trial5 # RTriggerVib 2 125 125 7 2500 random_static.png; # pattern Horizontal bar moving = trial4 # RTriggerLoop 2 125 0 1 0 hori_bar1.png hori_bar2.png hori_bar3.png hori_bar4.png hori_ba r5.png hori_bar6.png hori_bar7.png hori_bar8.png hori_bar9.png hori_bar8.png hori_bar7.png hori_bar6.png hori_bar5.png hori_bar4.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitIma ge.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitIma ge.png waitImage.png ; # pattern vertical bar moving= trial1 # RTriggerLoop 2 125 0 1 0 vert_bar01.png vert_bar1.png vert_bar2.png vert_bar3.png vert_ba r4.png vert_bar5.png vert_bar6.png vert_bar7.png vert_bar8.png vert_bar7.png vert_bar6.png vert_bar5.png vert_bar4.png vert_bar3.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitIma ge.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitIma ge.png waitImage.png ;</pre>		
Apr 12, 04 14:10	patternregShort.fxt	Seite 2/2
<pre># pattern horizontal moving snake = trial2 # RTriggerLoop 2 76 0 1 0 hori_snake_1.png hori_snake_2.png hori_snake_3.png hori_snake_4. png hori_snake_5.png hori_snake_6.png hori_snake_7.png hori_snake_8.png hori_snake_9.png ho ri_snake_10.png hori_snake_11.png hori_snake_12.png hori_snake_13.png hori_snake_14.png hori _snake_15.png hori_snake_16.png hori_snake_17.png hori_snake_18.png hori_snake_19.png hori_ snake_20.png hori_snake_21.png hori_snake_22.png hori_snake_23.png hori_snake_24.png hori_ snake_25.png hori_snake_26.png hori_snake_27.png hori_snake_28.png hori_snake_29.png hori_s nake_30.png hori_snake_31.png hori_snake_32.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png w aitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitIma ge.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png w aitImage.png waitImage.png ; # pattern vertical moving snake= trial6 # RTriggerLoop 2 125 0 1 0 vert_snake_1.png vert_snake_2.png vert_snake_3.png vert_snake_4 .png vert_snake_5.png vert_snake_6.png vert_snake_7.png vert_snake_8.png vert_snake_9.png v ert_snake_10.png vert_snake_11.png vert_snake_12.png vert_snake_13.png vert_snake_14.png ve rt_snake_15.png vert_snake_16.png vert_snake_17.png vert_snake_18.png vert_snake_19.png ve rt_snake_20.png vert_snake_21.png vert_snake_22.png vert_snake_23.png vert_snake_24.png ve rt_snake_25.png vert_snake_26.png vert_snake_27.png vert_snake_28.png vert_snake_29.png ve rt_snake_30.png vert_snake_31.png vert_snake_32.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitIma ge.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png waitImage.png ; Setup 8 8 C:\user\schuch\prestudy_tmp\images_new; Wait 1 4 ; #wait during the alignment scans</pre>		

Abbildung F.2: Ausschnitt aus dem verwendeten Paradigma in der im Kapitel 3.8.2 beschriebenen Skriptsprache.



(a) C-ver bei $p_{cor} = 0,05$

(b) C-ver bei $p_{cor} = 0,01$

Abbildung F.3: Vergleich der Aktivitäten dargestellt auf den SPM Glasgehirn beim Kontrast C-ver. Die Darstellung a) Zeigt das Aktivierungsmuster bei einem FDR korrigierten Schwellwert von $p_{cor} = 0,05$ und die Darstellung b) den bei $p_{cor} = 0,01$. Wegen der Unterscheidbarkeit der Cluster im SI und SII ist die Analyse mit dem Werten aus b) vorgenommen worden.

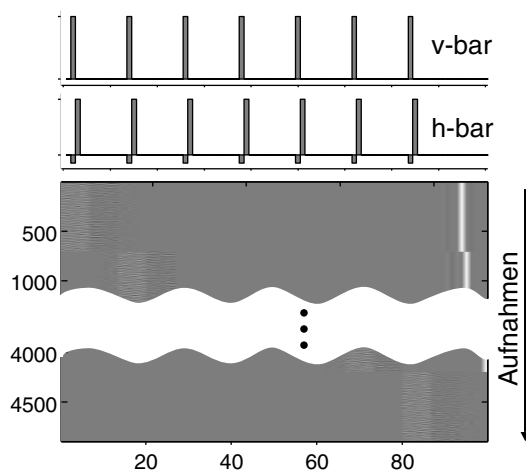


Abbildung F.4: Der Kontrast C-bar dient als Beispiel für eine Designmatrix bei der Analyse von Veränderungen in der Aktivität in Abhängigkeit des Aufgabentyps.

Literaturverzeichnis

- [Ari86] ARISTOTELES: *Über die Seele*. Flashar, Hellmut Akademie-Verlag, 1986.
- [Arn99] ARNO, P., C. CAPELLE, M.-C. WANET-DEFALQUE, M. CATALAN-AHUMADA und CLAUDE VERAART: *Auditory coding of visual patterns for the blind*. *Perception*, 28(8):1013–1029, 1999.
- [Ash00] ASHBURNER, JOHN: *Computational Neuroanatomy*. Doktorarbeit, University College London, 2000.
- [Bac69] BACH-Y-RITA, PAUL, C. C. COLLINS, F. SAUNDERS, F. WHITE und L. SCADDEN: *Vision Substitution by Tactile Image Projection*. *Nature*, 221(963), 1969.
- [Bac95] BACH-Y-RITA, PAUL: *Nonsynaptic Diffusion Neurotransmission and Late Brain Reorganization*. Demos Publications, 1995.
- [Bac98] BACH-Y-RITA, PAUL, KURT A. KACZMAREK, MITCHELL E. TYLER und JORGE GARCIA-LARA: *Form perception with a 49-point electrotactile stimulus array on the tongue: A technical note*. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 35(4):427–430, 1998.
- [Bac01] BACH-Y-RITA, PAUL: *Tongue seen as portal to the brain*. University Communications News at UW-Madison, <http://www.news.wisc.edu/view.html?get=5837>, 2001.
- [Ber98] BERND, ROLF: *Lehrer der Blindenschule Ilvesheim*. persönliche Mitteilung, 1998.
- [Bla98] BLANKENNAGEL, PROF. DR. ANITA: *Universität Heidelberg, Ophthalmologische Rehabilitation*. persönliche Mitteilung, 1998.
- [Bli69] BLISS, J.: *A relatively high-resolution reading aid for the blind*. *IEEE Transactions on Man-Machine Systems*, 10(8):1–9, 1969.
- [Bre02] BRETT, MATTHEW, INGRID S. JOHNSRUDE und ADRIAN M. OWEN: *The problem of functional localization in the human brain*. *Nature Reviews Neuroscience*, 3:243–249, 2002.
- [Bro09] BRODMANN, K.: *Vergleichende Lokalisationslehre der Grosshirnrinde in ihren Prinzipien dargestellt auf Grund des Zellenbaues*. J.A. Barth, Leipzig, 1909.
- [Bue98] BUECHEL, CHRISTIAN, CATHY PRICE, R. S. J. FRACKOWIAK und KARL FRISTON: *Different activation patterns in the visual cortex of late and congenitally blind subjects*. *Brain*, 121:409–419, 1998.

- [Bur02] BURTON, H., Z SNYDER, T.E. CONTURO, E. AKBUDAK, J.M. OLLINGER und M.E. RAICHEL: *Adaptive Changes in Early and Late Blind: A fMRI Study of Braille Reading*. J Neurophysiol, 87(1):589–607, 2002.
- [Bux97] BUXTON, R. und L. FRANK: *A model for the coupling between cerebral blood flow and oxygen metabolism during neural stimulation*. Zititiert nach [Hee02], Journal Cereb Blood Flow Metab, 17(1):64–72, 1997.
- [Cam02] CAMSTREAM: *CamStream*. <http://www.smcc.demon.nl/camstream/>, 2002.
- [Cap98] CAPELLE, C., C. TRULLEMANS, P. ARNO und C. VERAART: *A Real-Time Experimental Prototype for Enhancement of Vision Rehabilitation Using Auditory Substitution*. IEEE Trans. Biom. Eng., 45, 1998.
- [Cha00] CHANTER, C. M. und I. R. SUMMERS: *A Tactile Array on the Fingertip*. In: *International Sensory Aids Conference 2000*, Seiten 42–44. ISAS, The International Sensory Aids Society, 2000.
- [Cha01] CHAN, DR. JASON und DR. FIONA NEWELL: *University of Dublin Trinity College, Department of Psychology*. persönliche Mitteilung, 2001.
- [Che99] CHEN, E.: *Six Degree-of-Freedom Haptic System for Desktop Virtual Prototyping Applications*. In: *Proceedings of the First International Workshop on Virtual Reality and Prototyping*, Seiten 97–106, 1999.
- [Coh97] COHEN, LEONARDO G., PABLO CELNIK, ALVARO PASCUAL-LEON, BRAIN CORWELL, LALA FAIZ, JAMES DAMBROSIA, MANABU HONDA, NORIHIRO SADATO, CHRISTIAN GELOFF, M. DOLORES CATALÀ und MARK HALLETT: *Funktion relevance of cross-modal plasticity in blind humans*. Nature, 389:180–182, 1997.
- [Com99] COMMUNITY, SPM: *Funktion spm_sn3d.m*. SPM99 Programm Dokumentation, 1999.
- [Dei99] DEIBERT, E., M. KRAUT, S. KREMEN und J. HART: *Neural pathways in tactile object recognition*. Neurology, 52(7):1413–1417, 1999.
- [Dev00] DEVELOPMENT, FORETHOUGHT: *The VIDEOTACT, Exploiting Tactile Perception*. <http://www.forethoughtdevelopment.com/videotac.htm>, 2000.
- [Dis98] DISBROW, E., M. BUONOCORE, J. ANTOGNINI, E. CARSTENS und H.A. ROWLEY: *Somatosensory cortex: a comparison of the response to noxious thermal, mechanical, and electrical stimuli using functional magnetic resonance imaging*. Human Brain Mapping, 6(3):150–159, 1998.
- [Dow00] DOWNAR, JONATHAN, ADRIAN P. CRAWLEY, DAVID J. MIKULIS und KAREN D. DAVIS: *A multimodal cortical network for the detection of changes in the sensory environment*. nature neuroscience, 3(3):277–283, 2000.
- [Dud97] DUDEN: *Bd.-Duden, Fremdwörterbuch*. Dudenverlag, 6 Auflage, 1997.
- [Dud02] DUDEN: *Das Wörterbuch medizinischer Fachausdrücke*. Dudenverlag, 4 Auflage, 2002.
- [Ent02] ENTRAN: *Kraftaufnehmer ELG, Miniatur Biegebalken kleine Kräfte*. Entran Sensoren GmbH, D-67063 Ludwigshafen, <http://www.entran.com/>, 2002.

- [Eva93] EVANS, A.C., D.L. COLLINS, S.R. MILLS, E.D. BROWN, R.L. KELLY und T.M. PETERS: *3D statistical neuroanatomical models from 305 MRI volumes*. In: *Proc. IEEE-Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, Seiten 1813–1817, San Francisco USA, 1993. IEEE.
- [Fes98] FESTO: *Der Pneumatic-Katalog*. 73734 Esslingene, 1998.
- [Fes99] FESTO: *Compact Preformance CP-Ventilinsel*. 73734 Esslingen, Bstell.-Nr. 165 100, 1999.
- [Fes02] FESTO: *Festo AG & Co*. 73734 Esslingen, <http://www.festo.de>, 2002.
- [Fri90] FRISTON, K.J., C.D. FRITH, P.F. LIDDLE, R.J. DOLAN, A.A. LAMMERTSMA und R.S. FRACKOWIAK: *The relationship between global and local changes in PET scans*. *J Cereb Blood Flow Metab*, 10:458–466, 1990.
- [Fri91] FRISTON, K.J., C.D. FRITH und P.F. LIDDLE R.S. FRACKOWIAK: *Comparing functional (PET) images: The assessment of significant change*. *J Cereb Blood Flow Metab*, 11:690–699, 1991.
- [Fri95] FRISTON, K., J. ASHBURNER, J. POLINE, C. FRITH, J. HEATHER und R. FRACKOWIAK: *Spatial registration and normalisation of images*. *Human Brain Mapping*, 2:165–189, 1995.
- [Fri97] FRISTON, K., R. FRACKOWIAK, C. FRITH, R. DOLAN und J. MAZZIOTTA: *Human Brain Function*. Academic Press, 1997.
- [Gel83] GELDARD, F. A. und C. E. SHERRICK: *The cutaneous saltatory area and its presumed neural basis*. *Perception & Psychophysics*, 33:299–304, 1983.
- [Gel98] GELNAR, P.A., B.R. KRAUSS, N.W. SZEVEHENYI und A.V. APKARIAN: *Fingertip representation in the human somatosensory cortex: an fMRI study*. *Neuroimage*, 7:261–83, 1998.
- [Gen02] GENOVESE, CHRISTOPHER R., NICOLE A. LAZAR und THOMAS NICHOLS: *Thresholding of Statistical Maps in Functional Neuroimaging Using the False Discovery Rate*. *NeuroImage*, 15(4):870–878, April 2002.
- [Git98] GITELMAN, DARREN und SPM-COMMUNITY: *Funktion spm_slice_timing.m*. SPM99 & SPM2 Programm Dokumentation, 1998.
- [Gol99] GOLDSTEIN, E. BRUCE: *Sensation and Perception*. Brooks/Cole Publishing Company, fifth Auflage, 1999.
- [Gru01] GRUNWALD, MARTIN: *Der bewegte Sinn*. Birkhäuser, Basel;Berlin, 2001.
- [Har00] HARRINGTON, G.S., C.. WRIGHT und J.H 3RD. DOWNS: *A new vibrotactile stimulator for functional MRI*. *Human Brain Mapping*, 10(3):140–145, 2000.
- [Hee02] HEEGER, D.J. und D. RESS: *What does fMRI tell us about neuronal activity?* *Nat Rev Neurosci*, 3(2):142–51, 2002.
- [Hei98] HEINRICH, MARK: *Methoden und Techniken des nicht-visuellen Zugangs basierend auf Java*. Diplomarbeit, Institut für Informatik Universität Stuttgart, Januar 1998.

- [Hen99] HENSON, R., C. BÜCHEL, O. JOSEPHS und K. FRISTON: *The Slice-Timing Problem in Event-related fMRI*. NeuroImage, 9:125, 1999.
- [Hir00] HIRSCH, J. und ET AL.: *An integrated functional magnetic resonance imaging procedure for preoperative mapping of cortical areas associated with tactile, motor, language, and visual functions*. Neurosurgery, 47(3):711–21, 2000.
- [Hoe01] HOECHSTETTER, KARSTEN: *Magnetic source imaging of tactile evoked activity in the human secondary somatosensory cortex*. Doktorarbeit, Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, 2001.
- [Hor02] HORNAK, JOSEPH P.: *The Basics of MRI*. <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>, 2002.
- [Häm00] HÄMÄLÄINEN, H., J. HILTUNEN und I. TITIEVSKAJA: *fMRI activations of SI and SII cortices depend on attention*. Neuroreport, 11:1673–1676, 2000.
- [Ito00] ITOMI, KAZUYA, RYUSUKE KAKIGI, KAZUAKI MAEDA und MINORU HOSHIYAMA: *Dermatome versus homunculus; detailed topography of the primary somatosensory cortex following trunk stimulation*. Clinical Neurophysiology, 111(3):405–412, March 2000.
- [Kac01] KACZMAREK, KURT A.: *Tongue Display System*. <http://kaz.med.wisc.edu/TDU.htm>, 2001.
- [Kah98] KAHLISCH, THOMAS: *Software-ergonomische Aspekte der Studierumgebung blinder Menschen*. Kovac Hamburg, 1998.
- [Kan91] KANDEL, E.R.: *Principles of Neural Science*. Prentice Hall International, London, fourth Auflage, 1991.
- [Kan95] KANDEL, E.R.: *Neurowissenschaften eine Einführung*. Spektrum, Oxford, 1995.
- [Kat25] KATZ, D.: *Der Aufbau der Tastwelt*. Barth, Leipzig, 1925.
- [Kie97] KIEBEL, S.J., A. ASHBURNER, J.B. POLINE und K.J. FRISTON: *MRI and PET Coregistration - A Cross Validation of Statistical Parametric Mapping and Automated Image Regression*. Neuroimage, 5:271–279, 1997.
- [Kle34] KLEIST, K.: *Gehirnpathologie*. J.A. Barth, Leipzig, 1934.
- [Knu99] KNUDSEN, ERIC I.: *Early Experience and Critical Periods*. In: ZIGMOND, MICHAEL J. (Herausgeber): *Fundamentals Neuroscience*, Kapitel 22, Seiten 637–668. Academic Press, 1999.
- [Kru03] KRUGGEL, FRITHJOF: *Biomedizinische Datenanalyse, Vorlesungsscript*. Universität Leipzig, <http://www.informatik.uni-leipzig.de/cgip>, 2003.
- [Kup03] KUPERS, RON, ELIANA SAMPAIO, SOLVEJ MOESGAARD, ALBERT GJEDDE und MAURICE PTITO: *Activation of visual cortex by electrotactile stimulation of the tongue in early-blind subjects*. In: *Human Brain Mapping 2003*, 2003.
- [Kur95] KURZE, MARTIN: *Zugang zu Grafiken für Blinde - Notwendigkeit - Probleme - Perspektiven*. Ergonomie und Informatik, 26:3–12, 1995.

- [LaM86] LAMOTTE, JR. und J. WHITEHOUSE: *Tactile detection of a dot on a smooth surface: peripheral neural eventss*. Journal of Neurophysiology, 56(4):1109–1128, 1986.
- [Las88] LASSEN, N.A.: *Organisation des Vorderhirns in verschiedene Lobi*. Spektrum, 1988.
- [Lau95] LAUFENBERG, WILFRIED und JÜRGEN LÖTZSCH: *Tastbare Abbildungen für Blinde:(THESEN zu Bedarf, Entwurf, Fertigung, Zugriff)*. In: MARBURG, DEUTSCHE BLINDENSTUDIENANSTALT (Herausgeber): *Tagungsband: Taktile Medien*, 1995.
- [Law00] LAWRENZ, WOLFHARD: *Controller area network: CAN, Grundlagen und Praxis*. Heidelberg: Hüthing, 2000.
- [Log01] LOGOTHETIS, NIKOS K., JON PAULS, MARK AUGATH, THORSTEN TRINATH und AXEL OELTERMANN: *Neurophysiological Investigation of the Basis of the fMRI signal*. Nature, 412:150–157, 2001.
- [Loo91] LOOMIS, JACK M., SUSAN J. LEDERMAN und ROBERTA L. KLATZKY: *Similarity of tactual and visual picture recognition with limited field of view*. Perception, 20:49–54, 1991.
- [Loo99] LOOSE, MARKUS: *A Self-Calibrating CMOS Image Sensor with Logarithmic Response*. Doktorarbeit, Institut Für Hochenergiephysik Universität Heidelberg, Oktober 1999.
- [Lot00] LOTZE, M., M. ERB, H. FLOR, E. HUELSMANN, B. GODDE und W. GRODD: *fMRI Evaluation of Somatotopic Representation in Human Primary Motor Cortex*. NeuroImage, 11(5):473–481, 2000.
- [Lue89] LUECK, C.J., S. ZEKI und K.J. FRISTON: *The colour centre in the cerebral cortex of man*. Nature, 340:386–389, 1989.
- [Mal99] MALDJIAN, JA., A. GOTTSCHALK, RS. PATEL, D. PINCUS, JA. DETRE und DC. ALSOP: *Mapping of secondary somatosensory cortex activation induced by vibrational stimulation: an fMRI study*. Brain Research, 824(2):291–295, 1999.
- [Mat80] MATSUMOTO: *Verfahren zum Erzeugen eines Reliefs*. In: *Auslegungsschrift 29 21 011*, 1980.
- [Mau98] MAUCHER, THORSTEN: *Aufbau und Test eines taktilen Seh-Ersatzsystems*. Diplomarbeit, Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, 1998.
- [Mau00] MAUCHER, THORSTEN, KARLHEINZ MEIER und JOHANNES SCHEMMEL: *The Heidelberg Tactile Vision Substitution System*. In: *Proceeding of the sixth International Conference on Tactile Aids, Hearing Aids and Cochlear Implants (ISAC2000)*, 2000.
- [Mau01] MAUCHER, THORSTEN, KARLHEINZ MEIER und JOHANNES SCHEMMEL: *An interactive tactile graphics display*. In: M. DERICHE, N. SHAIKH-HUSIN, I. KAMISIAN (Herausgeber): *The Sixth International Symposium on Signal Processing and its Applications (ISSAP2001)*, 2001.
- [met02] METEC: *Ingenieur-GmbH Medizintechnik metec.* D-70176 Stuttgart, <http://www.metec-ag.de/>, 2002.
- [Mic02] MICROCONTROL: *Systemhaus für Automatisierung.* 53840 Troisdorf, <http://www.MicroControl.net>, 2002.

- [Mil01] MILLER, KARLA L., WEN-MING LUH, THOMAS T. LIU, ANTIGONA MARTINEZ, TAKAYUKI OBATA, ERIC C. WONG, LAWRENCE R. FRANK und RICHARD B. BUXTON: *Nonlinear temporal dynamics of the cerebral blood flow response*. Human Brain Mapping Volume 13, Issue 1, 2001., 13(1), 2001.
- [Moo00] MOORE, CHRISTOPHER I., CHANTAL E. STERN, SUZANNE CORKIN, BRUCE FISCHL, ANNETTE C. GRAY, BRUCE R. ROSEN und ANDERS M. DALE: *Segregation of Somatosensory Activation in the Human Rolandic Cortex Using fMRI*. J Neurophysiol, 84(1):558–569, 2000.
- [Mrs04] MRSIC, A., R. HÖLZL, D. KLEINBOHL, A. STOLLE und H. TAN: *Sensory saltation on the abdomen*. In: *7th Tübingen Perception Conference*, 2004.
- [Nay01] NAYAK, A., K. E. BARNER und D. LAU: *Optimal Half-toning for Tactile Imaging*. In: *Nonlinear Signal and Image Processing (NSIP) Workshop*. IEEE-EURASIP, The European Association for Signal, Speech and Image Processing, 2001.
- [Neu03] NEUROIMAGING, LEWIS CENTER: *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles*. <http://lcni.uoregon.edu/>, 2003.
- [Nic96] NICOLAI, THOMAS: *You see? A bridge to the visually handicapped and the blind*. German Federation of the Blind, Bismarckallee 30, D-53173 Bonn, Germany, 1996.
- [Nic03] NICHOLS, T. und S. HAYASAKA: *Controlling the familywise error rate in functional neuroimaging: a comparative review*. Stat Methods Med. Res., 12(5):419–446, Okt. 2003.
- [Ola01] OLAUSSON, H., B. HA, G.H. DUNCAN, C. MORIN, M. PTITO, S. MARCHAND und M.C. BUSHNELL: *Cortical activation by tactile and painful stimuli in hemispherectomized patients*. Brain, 124(5):916–927, 2001.
- [Pen50] PENFIELD, W. und T. RASSMUSSEN: *The Cerebral Cortex of Man: A clinical Study of Localisation of Function*. Macmillan, New York, 1950.
- [Phi81a] PHILLIPS, J. und K. JOHNSON: *Tactile spatial resolution. I. Two-point discrimination, gap detection, grating resolution, and letter recognition*. Journal of Neurophysiology, 46:1192–1203, 1981.
- [Phi81b] PHILLIPS, J. und K. JOHNSON: *Tactile spatial resolution. II. Neural representation of Bars, edges, and gratings in monkey primary afferents*. Journal of Neurophysiology, 46:1177–1191, 1981.
- [Phi81c] PHILLIPS, J. und K. JOHNSON: *Tactile spatial resolution. III. A continuum mechanics model of skin predicting mechanoreceptor responses to bars, edges, and gratings*. Journal of Neurophysiology, 46:1204–1225, 1981.
- [PL93] PASCULA-LEON, ALVARO und F. TORRES: *Plasticity of the sensorimotor cortex representation of the reading finger in Braille readers*. Brain, 116:39–52, 1993.
- [Pos91] POSKANZER, JEF: *TilePic Documentation*. <http://elib.cs.berkeley.edu/tilepic/pnmsample.1.html>, 1991.
- [QT02] QT: *Trolltech AS*. <http://www.trolltech.com>, 2002.

- [Rai01] RAICHLE, MARCUS E.: *Cognitive neuroscience. Bold insights*. Nature, Seiten 150–157, 2001.
- [Rau95] RAUSCHECKER, J.P.: *Compensatory plasticity and sensory substitution in the cerebral cortex*. Trends in Neuroscience, 18(1):36–43, 1995.
- [Res02] RESEARCH, SENSABLE TECHNOLOGIES HAPTICS: *SensAble Technologies*. <http://www.sensable.com/>, 2002.
- [Rie02] RIEGER, KLAUS: *Entwicklung eines Sehersatzsystems für Blinde in Form eines microcontroller-gesteuerten taktilen Displays mit hoher Bildauflösung und Durchführung von Praxistests*. Diplomarbeit, Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, 2002.
- [Rol93] ROLAND, PER E.: *Brain activation*. Wiley-Liss, Inc., 1993.
- [Rot01] ROTH, PATRICK, DAVID RICHOS, LORI PETRUCCI und THIERRY PUN: *An Audio-Haptic Tool For Non-Visual Image Representation*. In: *The Sixth International Symposium on Signal Processing and its Applications (ISSAP)*, 2001.
- [Run00] RUNDE, STEFANIE: *Design and Analysis of fMRI Experiments Probing Brain Activity Induced by Tactile Stimulation*. Diplomarbeit, Kirchhoff Institute of Physics, 2000.
- [Sad96] SADATO, N.A., A. PASCUAL-LEONE, J. GRAFMAN, V. IBANEZ, M.P DEIBER, G. DOLD und M. HALLET: *Activation of the primary visual cortex by braille reading in blind subjects*. Nature, 380:526–528, 1996.
- [Sad98] SADATO, N.A., A. PASCUAL-LEONE, J. GRAFMAN, V. IBANEZ, M.P DEIBER und M. HALLET: *Neural network for Braille reading by the blind*. Brain, 121:1213–1229, 1998.
- [Sam01] SAMPAIO, PROF. DR.ÉLIANA: *Uniiversité Louis Pasteur, Faculte de Psychologie*. persönliche Mitteilung, 2001.
- [Sch87] SCHMIDT, R.F. und G. THEWS: *Physiologie des Menschen*. Springer-Verlag, 23. Auflage, 1987.
- [Sch95] SCHWEIKHARDT, W.: *Begreifen von Schaubildern mittels veränderbarer taktiler Darstellungen*. In: LAUFENBERG, W. (Herausgeber): *Taktile Medien - Kolloquium über tastbare Abbildungen für Blinde*, 1995.
- [Sei92] SEILER, F.P., R. GRÜNFELDER und W. HASCHKA: *Producing hardcopys graphics for the blind or visually impaired persons using a apcial drawing program RELIEF*. In: *Proceeding ICCHP '92*, 1992.
- [Sen98] SENSUB: *Brain Plasticity and Sensory Substitution in Human Blindness*, SenSub QLG3-CT-2000-01797. Projektantrag in Rahmen des: Quality of life and Management of Living Resources (1998-2002), 1998.
- [SF04] SPM-FORSCHUNGSGEMEINSCHAFT: *SPM*. <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm>, 2004.
- [Sjö01] SJÖSTRÖM, CALLE: *Designing Haptic Computer Interfaces for Blind People*. In: *The Sixth International Symposium on Signal Processing and its Applications (ISSAP)*, 2001.

- [Ste98] STERR, A., MM. MULLER, T. ELBERT, B. ROCKSTROH, C. PANTEV und E. TAUB: *Changed perceptions in Braille readers*. Nature, 391:134–135, 1998.
- [Sti98] STIPPICH, C., P. FREITAG, J. KASSUBEK, P. SRS, K. KAMADA, H. KOBER, K. SCHEFFLER, R. HOPFENGRTNER, D. BILECEN, EW. RAD und JB. VIETH: *Motor, somatosensory and auditory cortex localization by fMRI and MEG*. Neuroreport, 9(9):1953–1957, 1998.
- [Sti99] STIPPICH, C., R. HOFMANN, D. KAPFER, E. HEMPEL, S. HEILAND, O. JANSEN und K. SARTOR: *Somatotopic mapping of the human primary somatosensory cortex by fully automated tactile stimulation using functional magnetic resonance imaging*. Neuroscence Letter, 277(1), 1999.
- [Sto02] STOLLE, A., R. HÖLZL und D. KLEINBÖHLAND A. MÖLTNER: *Adaptive changes in somatosensory saltation: Psychophysical measurement of shortterm plasticity of sensory networks*. In: Tagungsband in 43. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Psychologie, 2002.
- [Sto04a] STOLLE, A.: *Taktile Illusionen: Wahrnehmung und neuronale Analyse spatiotemporaler Reizmuster*. Doktorarbeit, Universität Mannheim, 2004.
- [Sto04b] STOLLE, A., M. AMANN, K. BAUDENDISTEL, R. HÖLZL, D. KLEINBÖHL und L. SCHAD: *Somatosensory saltation: psychophysics and cerebral representation measured by fMRI*. In: Tagungsband in Journal of Psychophysiology, im Druck, 2004.
- [Sto04c] STOLLE, ANNETTE, RUPERT HÖLZL, DIETER KLEINBÖHL, ANTONIJA MRŠIĆ und HONG Z TAN: *Measuring Point Localization Errors in Spatiotemporal Tactile Stimulus Patterns*. In: EuroHaptics 06/2004, im Druck, 2004.
- [Tal88] TALAIRACH, J. und P. TOURNOUX: *Co-planar stereotaxis atlas of the human brain*. Thieme, 1988.
- [Tec02] TECHNOLOGIES, SENSABLE: *SensAble Technologies, Inc.* 15 Constitution Way, Woburn, MA 01801 <http://www.sensable.com/>, 2002.
- [Tur98] TURMAN, A.B., J.W. MORLEY und M.J. ROWE: *Functional organization of the somatosensory cortex in the primate*. In: MORLEY, J.W. (Herausgeber): *Neural Aspects of Tactile Sensation*, Band 127, Seiten 167–194. Elsevier, Amsterdam, 1998.
- [Val01] VALENZA, N., R. PTAK, I. ZIMINE, M. BADAN, F. LAZEYRAS und A. SCHNIDER: *Dissociated active and passive tactile shape recognition: a case study of pure tactile apraxia*. Brain, 124(11):2287–2298, 2001.
- [Vla99] VLAARDINGERBROEK, MARINUS T. und JACQUES A. BOER: *Magnetic resonance imaging, theory and practice*. Springer, 1999.
- [Vog95] VOGEL, HELMUT: *Gerthsen Physik*. Springer, 1995.
- [Way96] WAY, THOMAS P.: *Automatic Generation of Tactile Graphics*. Doktorarbeit, University of Delaware, 1996.
- [Way97a] WAY, THOMAS P. und KENNETH E. BARNER: *Automatic Visual to Tactile Translation, Part I: Human Factors, Access Methods and Image Manipulation*. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1997.

- [Way97b] WAY, THOMAS P. und KENNETH E. BARNER: *Automatic Visual to Tactile Translation, Part II: Human Factors, Access Methods and Image Manipulation*. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1997.
- [Web35] WEBER, E.H.: *Über den Tastsinn*. Physiologie und wissenschaftliche Medizin, 1835.
- [Wor92] WORSLEY, K., P. NEELIN und A. EVANS: *A three-dimensional statistical analysis for CBF activation studies in human brain*. Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism, 12:900–918, 1992.
- [Wor95] WORSLEY, K. und K. FRISTON: *Analysis of fMRI time-series revisited - again*. Neuroimage, 2:173–181, 1995.
- [Wor96] WORSLEY, K., S. MARRETT, P. NEELIN, A. VANDAL, K. FRISTON und A. EVANS: *A unified statistical approach for determining significant signals in images of cerebral activation*. Human Brain Mapping, 4:58–73, 1996.
- [Yet95] YETKIN, F. ZERRIN, WADE M. MUELLER, THOMAS A. HAMMEKE, GEORGE LEE MORRIS und VICTOR M. HAUGHTON: *Functional Magnetic Resonance Imaging Mapping of the Sensorimotor Cortex with Tactile Stimulation*. Neurosurgery, 36:921–925, 1995.
- [Yu01] YU, WAI, RAMESH RAMLOLL, STEPHEN BREWSTER und BEATE RIDEL: *Exploring Computer-Generated Line Graphs Through Virtual Touch*. In: *The Sixth International Symposium on Signal Processing and its Applications (ISSAP)*, 2001.
- [Zap03] ZAPPE, ANNE-CATHERINE: *Design and Analysis of fMRI Experiments Probing Brain Activity Induced by Event-Related Tactile Stimulation*. Diplomarbeit, Kirchhoff Institute of Physics, 2003.
- [Zap04] ZAPPE, AC., T. MAUCHER, K. MEIER und C. SCHEIBER: *Evaluation of a pneumatically driven tactile stimulator device for vision substitution during fMRI studies*. Magn Resonance in Medicine, 51(4):828–34, Apr. 2004.

Danke

An dieser Stelle möchte ich allen herzlich danken, die zum Gelingen meiner Arbeit beigetragen haben. Bei einer fachübergreifenden Arbeit wie diese gibt es sehr viele Menschen die einem geholfen haben und ich kann sicher nicht allen gerecht werden. Herzlich bedanken möchte ich mich bei:

Herrn Prof. Dr. K. Meier für die Möglichkeit, diese Arbeit durchzuführen. Besonders für die Bereitschaft eine Arbeit in diesem neuen Gebiet anzubieten und die damit verbundene Projektarbeit auf sich zunehmen.

Herrn Prof. Dr. R. Fink für die Erstellung des Zweitgutachtens.

Allen Diplomandinnen und Diplomanden die diese Arbeiten begleitet haben. Besonders haben Frau S. Runde und Frau A.C. Zappe mit Ihren herausragenden Leistungen maßgeblich zu dieser Arbeit beigetragen.

Herrn Dr. J. Schemmel für viele anregende Diskussionen und kompetente ausführliche Ratschläge zu den unterschiedlichsten fachlichen Fragestellungen.

Herrn A. Grübl, Herrn S. Philip und Herrn T. Schmitz für die gründliche Durchsicht des Manuskripts und für viele sprachliche Verbesserungen.

Herrn A. Breidenassel für das ideale Arbeitsklima in unserem Zimmer, das nur von Temperaturen über 30° C gestört wurde.

Herrn J. Langeheine für ein offenes Ohr bei allen Fragen und ein treuer Partner beim etlichen Wochenendschichten.

Allen Mitgliedern der Vision-Gruppe, die es mir ermöglicht haben in einer freundschaftlichen Arbeitsumgebung diese Arbeit zu verfassen.

Frau Corinne Marrer und Herrn Dr. C. Schreiber für die Unterstützung während der Messungen im MRT in Strassburg.

Den Mitarbeitern der mechanischen Werkstatt für die präzise Fertigung aller Komponenten. Besonders möchte ich mich dabei bei Herrn H. Meier bedanken für die Hilfestellung bei vielen mechanischen Detailfragen.

Den Mitarbeitern des Kirchhoff-Institutes für die organisatorische Unterstützung und die Bereitstellung der notwendigen Infrastruktur.

Meinen Eltern für die umfassende Unterstützung während meiner gesamten Ausbildung.

Meiner Lebensgefährtin Christine Schlindwein für die Korrektur des Manuskripts nach der neuen deutschen Rechtschreibung und den unverzichtbaren moralischen Rückhalt während der gesamten Arbeit.